

**Aus der Fachrichtung Neurochirurgie der
Universitätskliniken des Saarlandes, Homburg/Saar**

Direktor : Professor Dr. med. W. I. Steudel

**Bewegungsanalyse bei zervikalen
Bandscheibenprothesen**

Dissertation zur Erlangung DES GRADES EINES
DOKTORS DER ZAHNMEDIZIN

DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT DES SAARLANDES

2008

vorgelegt von

Ahmad Nabhan

Inhaltsverzeichnis

<u>Zusammenfassung</u>	<u>3</u>
<u>SUMMARY</u>	<u>4</u>
1. Einleitung	5
1.1 Anatomie und Physiologie	5
1.2 Degenerative Veränderung der Bandscheibe	10
1.3 Klinische Manifestation:	13
1.4 Diagnostik:	14
1.4.1 Röntgenologische Untersuchung	14
1.5 Therapiemöglichkeiten des zervikalen Bandscheibenvorfalls:	16
1.5.1. Operative Verfahren	16
1.5.2 Entwicklung der zervikalen Bandscheibenprothesen:	19
1.6 Röntgenstereometrische Analyse (RSA)	24
1.7 Fragestellung	28
2. Methoden	28
2.1 Studiendesign	28
2.2 Klinische Beurteilung	32
2.3 Operations- Verfahren	33
2.4 Röntgenstereometrische Analyse (RSA) :	36
2.6 Statistische Auswertungen	42
3. Ergebnisse der RSA Untersuchung	43
3.1 Ablauf, Altersverteilung, Geschlechterverteilung	43
3.2 Translation medio-lateral	44
3.2.1 Translation medio-lateral: Gruppe P	44
3.2.1 Translation medio-lateral: Gruppe F	44
3.2.3 Translation medio-lateral: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F	45
3.3 Translation cranio-kaudal	47
3.3.1 Translation cranio-kaudal: Gruppe P	47
3.3.2 Translation cranio-kaudal: Gruppe F	48
3.3.3 Translation cranio-kaudal: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F	48
3.4 Translation anterior-posterior	49
3.4.1 Translation anterior-posterior: Gruppe P	49
3.4.2 Translation anterior-posterior: Gruppe F	50
3.4.3: Translation anterior-posterior: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F	50
4. Klinische Ergebnisse	51
4.1 Klinische Ergebnisse : Gruppe P	51
4.2 Klinische Ergebnisse: Gruppe F	52
4.3 Klinische Ergebnisse : Vergleich Gruppe P mit Gruppe F	52
5. Diskussion	55
6. Schlussfolgerung	61
5. Literaturverzeichnis	62
6. Danksagung	70
7. Lebenslauf	71

Zusammenfassung

Die anteriore zervikale Diskektomie und Fusion (ACDF) ist das Standardverfahren zur Behandlung bei degenerativen Bandscheibenvorfällen der Halswirbelsäule.

Es gibt jedoch Hinweise, dass die zervikale Fusion zu einer Beschleunigung der Degeneration der angrenzenden Segmente führt. Um dieses jedoch zu vermeiden, muss die segmentale Beweglichkeit erhalten bleiben. Dies bildete die Grundlage des Bandscheibenersatzes.

Das Ziel der gegenwärtigen Studie war, die segmentale Bewegung nach Implantation einer zervikalen Bandscheibenprothese mit der segmentalen Bewegung nach Fusion mittels Titanplatte und einem Cage aus Poly - Äther - Äther - Keton (PEEK) 2 Jahre nach der Operation zu vergleichen.

Die Studie umfasst 49 Patienten, die in eine Gruppe P (Prothese) und eine Gruppe F (Fusion) randomisiert wurden. Im Rahmen der Studie wurde bei 25 der 49 Patienten eine ProDisc-C Prothese implantiert (Gruppe P). Bei den anderen 24 Patienten wurde eine Fusionsoperation durchgeführt. 8 Patienten mussten aus technischen Gründen aus der Studie ausgeschlossen werden. Zur Beurteilung der segmentalen Beweglichkeit wurde die radiostereometrische Analyse angewandt. Dies erfolgte eine, drei, 6 und 12 Wochen, sowie 6 Monate, ein und zwei Jahre postoperativ.

Zur Beurteilung von klinischen Symptomen wie Nacken- und Armschmerzen wurde die Visuelle Analog Skala (VAS) angewandt. Dies erfolgte sowohl präoperativ als auch eine, 3, 6 und 12 Wochen, sowie 6 Monate, ein und zwei Jahre postoperativ.

Unsere Studie konnte zeigen, dass eine segmentale Restbeweglichkeit nach der Implantation einer Bandscheibenprothese zumindest für den untersuchten Zeitpunkt von zwei Jahren erhalten bleibt, wohingegen eine Verplattung nach 12 Wochen zu einer Fusion führt.

Summary

Anterior cervical discectomy and fusion (ACDF) may be considered to be the gold standard for treatment of symptomatic degenerative disc disease within the cervical spine. However, fusion of the segment may result in progressive degeneration of the adjacent segments. Therefore, dynamic stabilization procedures have been introduced. Among these, artificial disc replacement by disc prosthesis seems to be promising. However, to be so, segmental motion must be preserved. This, again, is very difficult to judge and has not yet been proven. The aim of the current study was to first analyse the segmental motion following artificial disc replacement using disc prosthesis.

A second aim was to compare both segmental motion as well as clinical result to the current gold standard (ACDF).

This is a prospective controlled study. 49 patients with cervical disc herniation were enrolled and assigned to either study group (receiving a disc prosthesis) or control group (receiving ACDF, using a cage with bone graft and an anterior plate.)

Radiostereometric analysis was used to quantify intervertebral motion immediately as well as 3, 6, 12, 24, 52 weeks and 2 years postoperatively. Further, clinical results were judged using visual analogue scale and neuro-examination. Cervical spine segmental motion decreased over time in the presence of disc prosthesis or ACDF.

However, the loss of segmental motion is significantly higher in the ACDF group, when looked at 3, 6, 12, 24, 52 weeks and 2 years after surgery. We observed significant pain reduction in neck and arm postoperatively, without significant difference between both groups ($P > 0.05$). Cervical spine disc prosthesis preserves cervical spine segmental motion within the first 2 months after surgery.

The clinical results are the same when compared to the early results following ACDF.

1. Einleitung

1.1 Anatomie und Physiologie

Disci intervertebrales

Die Eigenform der Wirbelsäule wird wesentlich von der Form der Zwischenwirbelscheiben, Disci intervertebrales, bestimmt. Sie machen zusammen etwa ein Viertel der Gesamtlänge der Wirbelsäule aus und bilden durch ihren Querschnitt die Grundlage für die typische Form der Wirbelsäule. Die Scheiben tragen zur normalen Krümmung der Wirbelsäule bei, da sie nicht plan parallel, sondern schwach keilförmig gestaltet sind. Die Höhe der Scheibe nimmt vom Brust- zum Lendenwirbel hin zu. In der Hals- und Lendenwirbelsäule ist die Bandscheibe vorne höher als hinten. Am stärksten verjüngt sich die lumbosakrale Bandscheibe nach hinten. Jede Zwischenwirbelscheibe besteht aus einem zentral gelegenen Gallertkern, dem Nucleus pulposus, der von konzentrisch angeordneten Fasermassen, dem Anulus fibrosus, umgeben ist (Abb. 1).

Die während der Entwicklung bis etwa zum 2. Lebensjahr Blutgefäße enthaltenden Zwischenwirbelscheiben werden später avaskulär, so dass ihr Stoffwechsel nur mehr durch Diffusion, vor allem durch die hyalinen Knorpelplatten der Wirbelkörper hindurch erfolgt. Nur unter pathologischen Umständen sprossen sekundär Blutgefäße in das Bandscheibenmaterial ein. Die äußeren Faserlamellen sind in den Randleisten verankert, nach innen gehen sie kontinuierlich in den hyalinen Knorpelbelag der Wirbeldeckplatten über, wobei sich die Kollagenfasern des Anulus fibrosus im Faserfilz der hyalinknorpeligen Interzellulärsubstanz verankern.

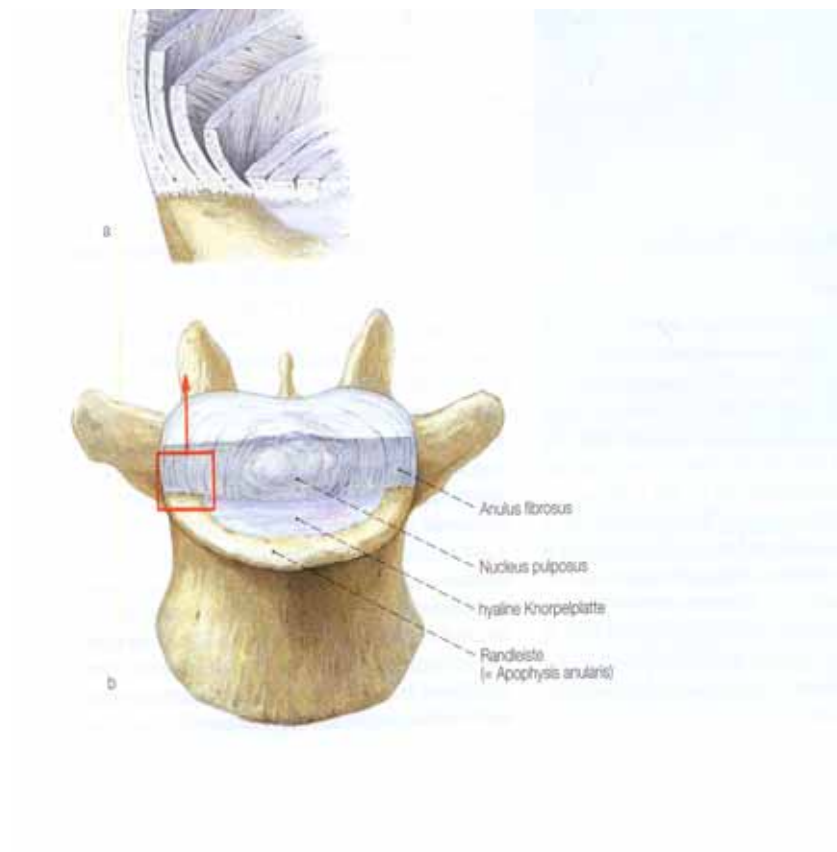


Abb. 1: Aufbau des Diskus intervertebralis (Anatomie Lehrbuch, Benninghoff, 2.Auflage)

Damit entsteht eine synarthrotische Verbindung der Wirbelkörper, die Symphysis intervertebralis. Die Fasern des Anulus fibrosus verlaufen in schräger Richtung schraubig zur Längsachse der Wirbelsäule und kreuzen sich in 10 bis 15 aufeinander folgenden Schichten. Auf dieser Anordnung beruht hauptsächlich die Hemmung stärkerer Bewegung der Wirbel untereinander. Infolge des ständigen Drucks des Körpergewichts bei aufrechter Körperhaltung werden die Zwischenwirbelscheiben durch Abpressen einer geringen Menge von Gewebsflüssigkeit etwas niedriger. Daher kann die Körperlänge am Abend etwa 3 cm geringer sein als am Morgen nach der Bettruhe. Im Alter sind diese Schwankungen geringer, da die Zwischenwirbelscheiben durch Wasserverlust von vorneherein schmaler sind und damit auch ihre Nachgiebigkeit reduziert ist. Der Nucleus pulposus steht unter normalen Bedingungen immer unter Druck und versucht die Wirbel auseinander zu treiben. Gehindert wird er daran durch den Anulus fibrosus und durch Bänder, die Wirbelkörper und Bandscheiben in der ganzen Länge der Wirbelsäule vorn und hinten verbinden (Abb. 2).

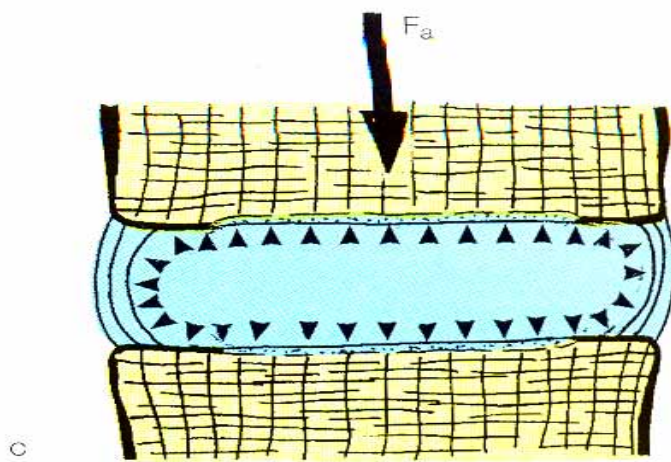


Abb. 2

**Schematische Darstellung von Aufbau und Funktion des Discus intervertebralis
(Anatomie Lehrbuch, Benninghoff, 2.Auflage)**

Beugt man die Wirbelsäule, so werden die Zwischenwirbelscheiben auf der konkaven Seite niedriger und auf der entgegengesetzten Seite höher (Abb. 3).

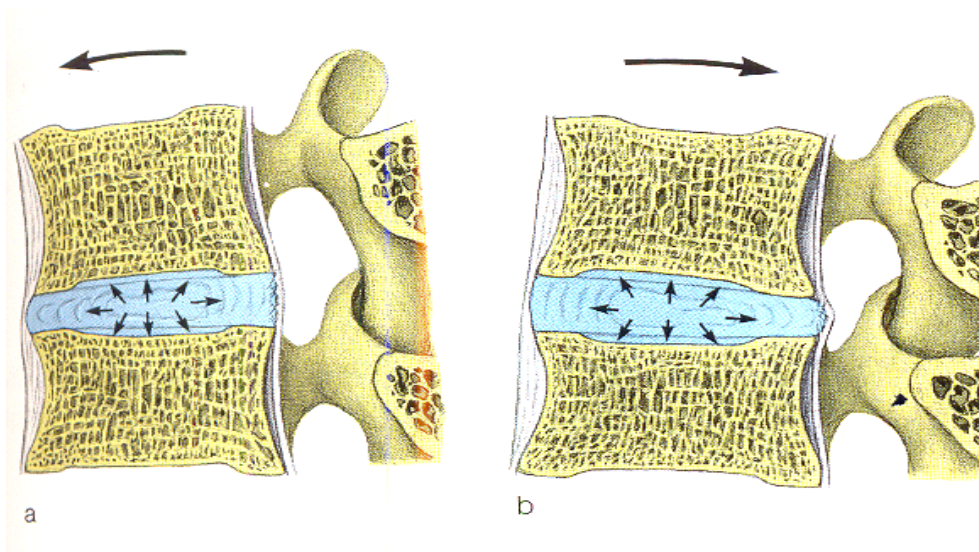


Abb. 3

halb schematische Darstellung der Funktion des Nucleus Pulposus

a) Vorbeugung

b) Rückbeugung

(Anatomie Lehrbuch, Benninghoff, 2.Auflage)

1.2 Degenerative Veränderung der Bandscheibe

Die degenerative Erkrankung der HWS ist eine Erkrankung, welche sowohl die Bandscheiben als auch die knöchernen Strukturen betreffen kann. Am häufigsten sind die beweglichsten Segmente, von C4/5 bis C7/Th1, betroffen. Zu den degenerativen Krankheitsbildern zählen die Bandscheibenprotusion, der Bandscheibenvorfall und die Chondrose als diskogene Erkrankungen. Zu den knöchernen Veränderungen zählen die Osteochondrose, die Unkovertebralgelenkshypertrophie und die Wirbelbogengelenksarthrose (PRESCHER 1998).

Bei der Osteochondrose handelt es sich um einen degenerativen Aufbrauch und damit einhergehende Reaktionen der angrenzenden Wirbelkörperdeck- und Grundplatten.

Durch die Verschmälerung der Bandscheibe kommt es zu einer Lockerung der umgebenden Bandstruktur und die Wirbelkörper können sich gegeneinander verschieben (Spondylolisthesis). Diese Veränderungen werden auch radiologisch erkennbar und als Rückwärtsgleiten (Retrolisthesis) oder Vorgleiten (Anterolisthesis) bezeichnet. Durch diese Mehrbeanspruchung kann es zu einer Sklerosierung der Grund- und Deckplatten kommen, sowie zu knöchernen Abstützungsreaktionen welche als Spondylophyten bezeichnet werden (WEBER et al. 2004, PRESCHER 1998).

Des Weiteren kann sich in diesem Bewegungssegment eine kyphotische Stellung einstellen und die angrenzenden Segmente werden zum Ausgleich zu einer kompensatorischen Hyperlordose gezwungen. Die neu gewonnene Verschieblichkeit wird aber auch zum Problem der kleinen Wirbel- und Unkovertebralgelenke. Durch die Verschiebungen werden sie inkongruent und neigen zu degenerativen Arthrosen, den

sogenannten Spondylarthrosen oder Unkovertebralarthrosen. Aufgrund der anatomischen Nähe der Processi uncinati zum Foramen transversarium und den zervikalen Nervenwurzeln können diese Strukturen durch eine degenerative Veränderung beeinträchtigt werden (TANAKA et al. 2000, TAYLOR et al. 2000, EBRAHEIM et al. 1998). Aber auch durch Verlegung von Bandscheibenmaterial, vor allem durch Anteile des Nucleus pulposus, kann es zu Beeinträchtigungen der Nervenwurzel oder des Rückenmarks kommen. Der zervikale Bandscheibenvorfall ist im Vergleich zum lumbalen Bandscheibenvorfall seltener und tritt erst später auf (WEBER et al. 2004, IWAMURA et al. 2001, TAYLOR et al. 2000, NISHIZAWA et al. 1999).

Durch den Wasserverlust des Gallertkerns (Nucleus pulposus) geht die Pufferwirkung der Bandscheibe verloren. Der Faserring kann dadurch rissig werden und bekommt Lücken aus denen Anteile des Nucleus pulposus austreten können (KUMARESAN et al. 2001) (Abb. 4).



Abb.4

Bandscheibenvorfall mit Einengung des Spinalkanal

1.3 Klinische Manifestation:

Aus den degenerativen Veränderungen können klinische Syndrome entstehen. Dem lokalen Zervikalsyndrom können muskuläre Ursachen zugrunde liegen, wie muskuläre Verspannungen im Nackenbereich (Muskelhartspann). Aber auch arthrotische Veränderungen der Wirbelbogengelenke können durch Reizung der Nn. occipitales lokale Schmerzen verursachen. Neben dem lokalen Zervikalsyndrom unterscheidet man das zervico-zephale Syndrom (Zervikozephalgie) und das zerviko-brachiale Syndrom (Zervikobrachialgie) (PERSSON et al. 1999). Unter dem Zerviko-zephalen Syndrom versteht man den Kopfschmerz, welcher auch migräneartig hervortreten kann, sowie Schwindelattacken. Gelegentlich kann es auch zu Seh- und Hörstörungen kommen. Als mögliche Ursache dafür wird die Verengung der A. vertebralis angeführt (STREK et al. 1998). Häufig kommt es bei Hyperextensions- und Rotationsbewegungen zu den genannten Symptomen. Das Zervikobrachialsyndrom ist durch wirbelsäulenbedingte, in den Arm ausstrahlende Schmerzen charakterisiert. Die Schmerzen strahlen entsprechend eines dem Nerv zugehörigen Dermatoms aus. Klinisch findet man dazu passend eine Abschwächung der entsprechenden Reflexe oder eine motorische Abschwächung der zugehörigen Muskulatur.

1.4 Diagnostik:

1.4.1 Röntgenologische Untersuchung

Nativ-Röntgen:

Konventionelle Röntgen der HWS in 2 Ebenen wird als Basisdiagnostik bei Patienten mit neu aufgetretenen Beschwerden, bei denen keine weitergehende Schnittbilddiagnostik erforderlich ist, zur Erkennung von Osteodestruktionen, knöchernen Fehlbildungen und degenerativen Veränderungen durchgeführt.

Computertomographie (CT):

Die Computertomographie als nicht invasives, ambulant durchführbares, präoperatives diagnostisches Verfahren hat sich gegenüber der invasiven und nicht nebenwirkungsfreien Myelographie durchsetzen können.

Dieses Verfahren stellt die Strukturen des menschlichen Körpers überlappungsfrei, entsprechend ihrer Anatomie dar und kann selbst unterhalb eines totalen Kontrastmittelstopps in der Myelographie Aufschluss über den komprimierenden Prozess geben. Im Gegensatz zur Myelographie sind direkte Zeichen einer Diskushernie erkennbar, sowie Form und Ausdehnung ossärer Einengungen besser sichtbar. Die in der Myelographie nicht erkennbaren extrem lateralen Hernien können gut diagnostiziert werden (CLAUSSEN et al. 1982, FRIEDMANN/PRÖMPER 1982, STOETER et al. 1982, WILLIAMS et al. 1982, HACKENBROCH et al. 1984, KAMPMANN et al. 1985, EBELING

et al. 1990). Ein Nachteil besteht in der fehlenden Gesamtübersicht über die Wirbelsäule und das umgebende Gewebe.

Kernspintomographie HWS (MRT) :

Die MRT in sagittaler, koronarer und transversaler Schichtung ersetzt mehr und mehr die CT und stellt heute die Methode der Wahl bei der Diagnostik eines Bandscheibenvorfalls im HWS-Bereich dar. Vorteile liegen in der übersichtlichen Darstellung der gesamten Wirbelsäulenabschnitte zugleich mit den neuralen Strukturen wie Rückenmark und Nervenwurzeln. Sie ist meist unerlässlich bei der Differentialdiagnose von degenerativen Erkrankungen, entzündlichen Veränderungen und Tumoren. Sie sollte immer bei der cervicalen Myelopathie zum Ausschluß oder Nachweis einer Myelomalazie durchgeführt werden.

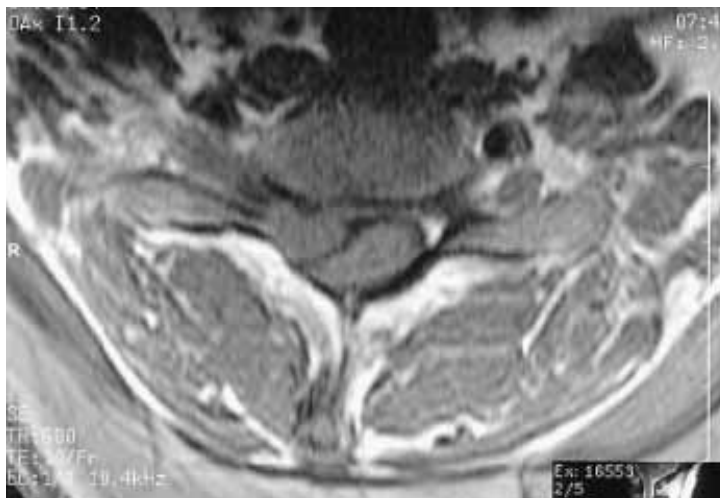


Abb. 5: T1-gewichtete axiale Aufnahme zeigt rechts mediolateral einen großen Bandscheibenvorfall mit Myelonkompression

1.5 Therapiemöglichkeiten des zervikalen Bandscheibenvorfalls:

Die Therapie des zervikalen Bandscheibenvorfalls gliedert sich in zwei große Bereiche. Zum einen kann konservativ therapiert werden, zum anderen besteht die Möglichkeit der operativen Therapie

1.5.1. Operative Verfahren

Die erste anteriore zervikale Fusion wurde von Bailey und Badgley in den frühen fünfziger Jahren durchgeführt (Bailey und Badgley 1960). Cloward berichtete 1958 über einen ventralen Zugang zur Halswirbelsäule, über dem die Nukleotomie durchgeführt werden kann. Zur anschließenden Fusion wurde ein Knochendübel aus dem Beckenkamm entnommen (Cloward 1961).

Im gleichen Jahr publizierten Smith und Robinson Erfahrungen mit dem ventralen Zugang zur Halswirbelsäule, der gezielten vollständigen Entfernung der betroffenen Zwischenwirbelscheibe und der Fusionierung der anliegenden Wirbel (Smith G und Robinson R ,1958)

Als Alternative zu dem traditionell verwandten Knochendübel aus dem Beckenkamm werden heute in den meisten Fällen entweder Spacer (Platzhalter) aus unterschiedlichen Materialien, wie Knochenzement, Titan oder Polyether-Etherketone verwandt (Parkinson JF 2005, Schröder J 2002), oder ein Cage mit tragfähiger Rahmenstruktur. Dieser Cage

kann mit autologem oder künstlichem Knochen, wie Tricalciumphosphat aufgefüllt werden (Hilibrand AS 1999, Link HD 2004, Madawi AA 1996).

Die mikrochirurgische Nukleotomie mit Dekompression der Nervenwurzel, sowie des Myelons und anschließende Fusionierung der angrenzenden Wirbel mit Cage und Plattenosteosynthese gilt heute als Goldstandard bei der Therapie von degenerativen Erkrankungen der Halswirbelsäule (Lafuente J 2005, Goffin J 2003).

Ein Nachteil der Fusionierung eines oder mehrere Segmente ist die vermutete beschleunigte Abnutzung der benachbarten Bandscheibensegmente (Anschlussdegeneration). Untersuchungen ergaben eine Steigerung des Druckes in der Bandscheibe oberhalb eines fusionierten Segmentes um 70 Prozent und eine Drucksteigerung um 40 Prozent in der darunterliegenden Bandscheibe (Eck 2002).



Abb 6: zeigt eine Fusion in Höhe C6/7 mit einem großvolumigen Bandscheibenvorfall am Anschlusssegment C5-C6

Hilibrand et al. (2004) konnten zeigen, dass es bei 26.6% ihrer schon fusionierten Patienten zu einer erneuten Radikulopathie und Myelopathie bei bildmorphologisch nachweisbarer Anschlussdegeneration gekommen ist (Hilibrand et al. 2004). Goffin et al. (2004) berichteten sogar über eine 92% Inzidenz von Anschlussdegenerationen nach anteriorer zervikaler Spondylodese (Goffin et al. 2004).

Ein weiteres Problem zervikaler Fusionen stellt die fehlend knöcherne Fusion im Sinne von Pseudoarthrosen dar. Die Pseudoarthroserate steigt von 3 % bei mono-segmentaler Versorgung auf über 17 % bei multisegmentaler Fusion an [6]. Bohlman HH et al. (1993) berichteten sogar über eine Pseudoarthroserate von 13% nach durchschnittlich 6 Jahren; 11% bei mono-segmentaler Fusion und 27% bei multisegmentaler Fusion mit einer Reoperation von 17% dieser Patienten.

Die aufgezeigten Probleme zervikaler Fusionen lassen es daher als erstrebenswert erscheinen, die segmentale Beweglichkeit nach einer Bandscheibenoperation an der Halswirbelsäule zu erhalten.

Vor diesem Hintergrund ist die Entwicklung eines endoprothetischen Ersatzes zervikaler Bandscheiben als Alternative zur Fusion in der Behandlung zervikaler Bandscheibenleiden erfolgt.

Die Indikation für die chirurgische Behandlung ist entweder das akute oder progressive neurologische Defizit, das durch die klinische Untersuchung, die Elektrophysiologie (EMG) und Kernspintomographie (MRT) bestätigt wurde. Bei Fehlen von akuten oder progressiven neurologischen Defiziten ist das chirurgische Vorgehen erst angezeigt nach einer mindestens dreimonatigen erfolglosen umfassenden konservativen Behandlung.

1.5.2 Entwicklung der zervikalen Bandscheibenprothesen:

Die erste Bandscheibenprothese in Form einer Edelstahlkugel, die in den Zwischenwirbelraum einzusetzen war, wird im Allgemeinen Fernstrom zugeschrieben (Fernstrom U 1966), obwohl die erste Publikation über 75 Implantationen mit der Fernstrom - Prothese an der Halswirbelsäule von Reitz und Joubert aus dem Jahr 1964 datiert ist (Reitz H, Joubert MJ 1964). Mögliche Probleme hinsichtlich Hypermobilität und Einsinken der Stahlkugel in den Wirbelkörper führten dann zum Verlassen dieser „Prothese“.

Stefee entwickelte im Jahre 1989 ebenfalls zervikale Bandscheibenprothesen (Stefee A 1989). Im Jahr 1998 berichtete Cummins über die ersten 20 Patienten, die mit einer von ihm entwickelten Prothese versorgt wurden. Das Design dieser Prothese war eine Stahl-Stahl-Paarung mit einem kugelförmigen Aufbau auf der Basisplatte, die mit einer Vertiefung der 2. Basisplatte („ball-in-socket design“) artikuliert (Cummins BH 1998). Die Prothese wurde an die Wirbelkörper angeschraubt und war deshalb nicht für eine mehr-segmentale Anwendung geeignet.

Eine Modifikation der Cummins-Prothese (auch als Frenchay-Prothese, bezeichnet nach der Wirkungsstätte Cummins) wurde als Prestige-Prothese (Medtronic Sofamor Danek) bezeichnet. Erste klinische Ergebnisse dieser Prothese wurden von Wigfield et al. im Jahr 2002 publiziert (Wigfield et al. 2002).

Im Jahr 2002 entwickelte Bryan eine zervikale Bandscheiben Prothese, die aus einem Polycarbonat-/Polyurethankern in einem Konstrukt aus 2 Schalen aus Titanlegierung besteht (Bryan V 2002).

Eine zervikale Endoprothese mit einer Materialkombination von Stahl und ultrahochmolekularem Polyethylen, wie dies aus der Endoprothetik großer Gelenke bekannt ist, wurde im zervikalen Bereich erstmals 2003 vorgestellt (McAfee PC et al. 2003). Bei der PCM-Prothese (porous coated motion) soll eine Titan-Plasmaspray-Beschichtung, in Kombination mit einer Hydroxylapatitschicht, den knöchernen Einbau fördern.

Bei der ProDisc-C-Prothese mit gleicher Oberfläche soll ein Kiel der Prothese eine hohe Primärstabilität geben. Erste klinische Ergebnisse der PCM-Prothese wurden 2004 von Pimenta et al (Pimenta et al. 2004) veröffentlicht und Frühergebnisse nach einem ProDisc-C-Implantat wurden von Bertagnoli et al. Publiziert (Bertagnoli et al. 2005).



A Bryan, Medtronic



B Pro Disc-C.



0330-566

C Natural H, Endoplus

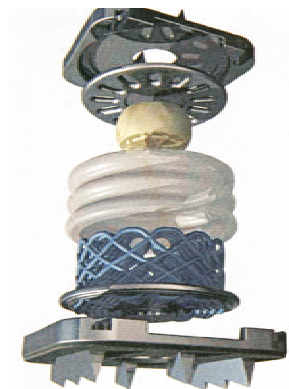


Abb.7 :Moderne Bandscheiben Prothesen

Anforderungen an eine Bandscheiben Prothese:

Das Design einer Bandscheibenprothese ist wichtig für die Funktion und Beständigkeit.

(Abb. 7). Die artikulierenden Oberflächen müssen der Last ohne Versagen oder Ermüdung widerstehen können. Die Reibung der Gelenkpartner sollte minimal sein und die Abriebsfestigkeit sollte so hoch wie möglich sein, um den Abrieb so gering wie möglich zu halten. Weiterhin sollten sich die Komponenten nicht lockern (Phillips FM, Garfin SR 2005).

Die Abmessungen und die Form der Prothesenteile sollten im Individualfall eine größtmögliche Fläche der Deck- bzw. Bodenplatte bedecken, um den Druck bestmöglich zu verteilen. Die natürliche Variabilität der Abmessungen zwischen 16,5 und 22,5 mm Abstand zwischen den Processi uncinati, einem a.-p.-Durchmesser der Halswirbel (C2 -C7) zwischen 14,5 und 19,2 mm und eine unterschiedliche Bandscheibenhöhe müssen in entsprechend abgestufte Größen der Prothese übertragen werden (White AA, Panjabi MM 1990).

Indikationen für eine Bandscheibenprothese:

Indikationen für die zervikalen Bandscheibenprothesen sind in erster Linie Bandscheibenvorfälle mit radikulärer Symptomatik (Abb.4) und mäßigen osteochondrotischen Veränderungen ohne wesentliche Uncovertebralarthrose. Eine weitere mögliche Indikation ist eine zunehmende zervikale Myelopathie, bedingt durch einen weichen Bandscheibenvorfall. Therapieresistenz auf konservative Behandlung oder progressive neurologische Ausfälle.

Kontraindikation für eine Bandscheibenprothese:

Kontraindikationen für die zervikalen Bandscheibenprothesen sind eine Instabilität, entzündliche Prozesse, Trauma, eine stärkere Facettengelenksarthrose, eine Osteomyelitis, sowie eine stärkere Osteoporose. Stärkere Kyphosen an der Halswirbelsäule sind mit Bandscheibenprothesen schwierig auszugleichen, so dass eine stärkere Kyphose ebenfalls eine Kontraindikation darstellt (Fritsch EW et al. 2006).

Zusammenfassend gesehen ist die anteriore zervikale Diskektomie und Fusion (ACDF) das Standardverfahren zur Behandlung der degenerativen Bandscheibenvorfälle der Halswirbelsäule (Bertagnoli et al. 2005, Bohlman HH et al. 1993, Caspar W et al. 1998, Selvik G 1990, Shinomiya K 1993, Tropiano P et al. 2003, Whitecloud T 1983).

Es gibt jedoch Hinweise, dass die zervikale Fusion zu einer Beschleunigung der Degeneration der angrenzenden Segmente führt (Goffin J et al. 2003, Gore DR et al. 1998, Hilibrand AS et al. 1999, Link HD et al. 2004, Ragnarsson JI et al. 1992, U Selvik G 1990, Wigfield CC et al. 2002). Um dieses jedoch zu vermeiden, muss die segmentale Beweglichkeit erhalten bleiben. Dies bildete die Grundlage des Bandscheibenersatzes durch eine Prothese (Anderson PA et al. 2004, Delamarter RB et al. 2003, Di Angelo DJ et al. 2004, Goffin J et al. 2003, Duggl N et al. 2004, Matsunaga S et al. 1999, Price DD et al. 1994, Simmons E et al. 1969).

Erst vor kurzer Zeit sind klinische Erfahrungen mit zervikaler Bandscheibenprothese entstanden und die meisten von ihnen scheinen ermutigend zu sein (Anderson PA et al. 2004, Bailey R et al. 1960, Cloward RD 1961, Delamarter RB et al. 2003, Di Angelo DJ et al. 2004, Downie et al. 1978, Duggl N et al. 2004, Goffin J et al. 2003, Karrholm J et al. 1994, Pickett GE et al. 2004, Robertson JT et al. 2004). Eine endgültige Beurteilung der zervikalen Bandscheibenprothese ist sicherlich erst nach Vorlage klinischer Langzeitergebnisse möglich (Bartels RH et al. 2005, Cloward RD 1961, Downie et al. 1978, Duggl N et al. 2004, Parkinson JF et al. 2005).

Jedoch gibt es keine Studie, die zeigt wie solch ein Implantat arbeitet. Einer der Gründe für das Fehlen von solch einer Studie ist die Schwierigkeit, die segmentale Bewegung genau zu messen.

Die Radiometrische Analyse (RSA) ist durch Selvik entwickelt worden (Selvik G 1983, Selvik G 1990). Sie ist eine radiographische Technik, um Minimalbewegungen der Wirbelsäule zu messen. Dieses Verfahren hat vor allem in der Orthopädie Anwendung gefunden (Johnsson R et al. 1990).

1.6 Röntgenstereometrische Analyse (RSA)

Die heutzutage angewandte digitale Röntgenstereometrie (DiRSA) ist eine weiterentwickelte Form der manuellen Röntgenstereophotogrammetrischen Analyse (RSA).

Bereits zwei Jahre nach der Entdeckung der Röntgenstrahlen durch RÖNTGEN (1896) versuchte der englische Radiologe DAVIDSSON (1898), die dreidimensionale Position von Objekten im Raum darzustellen (Davidson M 1898). Mit Hilfe zweier Aufnahmen eines Objekts aus verschiedenen Richtungen, die auf denselben Röntgenfilm projiziert wurden, versuchte er ein dreidimensionales Bild zu schaffen. Den Verlauf der Röntgenstrahlen im Raum simulierte er durch Aufspannen von Seidenfäden zwischen Röntgenfoki und Objekt (Karrholm 1989).

Erst 1954 beschäftigte sich Hasselwander wieder mit der stereoskopischen Bildbetrachtung und Analyse (Hasselwander 1954, Karrholm 1989). Die erste Publikation über die analytische Photogrammetrie wurde 1958 von Hallert veröffentlicht. Schon damals betrug die Messgenauigkeit der Röntgenaufnahmen mit Hilfe der Radiographie 10 bis 50 Mikrometer (Hollender 1964). Lysell nutzte dieses Verfahren erstmals 1969 in der Orthopädie. Er setzte Metallimplantate in Leichenwirbelsäulensegmente ein und untersuchte und analysierte so die Bewegungen der Segmente (Lysell 1969). 1974 führte Selvik das bis heute – wenn auch in weiterentwickelter Form – gültige Modell der Röntgenstereophotogrammetrischen Analyse (RSA) ein. Die Analyse basierte auf der Berechnung der Bewegungen starrer Körper.

Im Zuge der Weiterentwicklung der Computertechnik konnte 1984 eine Software zur rechnergestützten Analyse der Bilder entwickelt werden. Die Röntgenbilder wurden zunächst per Hand markiert und dann mit Hilfe der Hasselblad'schen Präzisionskamera in den Computer eingelesen und dort ausgewertet.

Seit 1997 sind die ersten Programme auf dem Markt (RSA-CMS[®], MEDIS, Leiden/Niederlande; UmRSA[®], Umea/Schweden), die eine automatisierte Auswertung von Röntgenaufnahmen ermöglichen. Die zuvor manuelle Markierung kann nun direkt am Rechner vorgenommen werden.

Die Vorteile dieser neuentwickelten Programme sind die schnellere und bequemere Auswertung der Röntgenaufnahmen, wobei Reliabilität und Validität vergleichbar sind (Valstar et al. 2000).

Die Genauigkeit radiostereometrischer Analysen ist von verschiedenen Faktoren abhängig und wird bei einem 99-prozentigem Signifikanzniveau mit 0,1 mm bis 0,8 mm für Longitudinalbewegungen und zwischen einem und zwei Grad für Rotationen angegeben (Kärrholm et al. 1992, Nilsson et al. 1993, Önsten et al. 1994). Wenn die Qualität und Behandlung der Röntgenbilder sowie eine exakte Messtechnik optimiert werden, kann die Standardabweichung des mittleren systematischen Fehlers auf 10 µm und weniger als 0,05° reduziert werden (Selvik 1989). Durch mangelhafte Visualisierung der Tantalummarker, durch Knicke sowie durch Artefakte, aufgrund von Verunreinigungen auf dem Röntgenbild, wird die Präzision einer Röntgenstereometrischen Analyse negativ beeinflusst (Kärrholm et al. 1997).

Inzwischen wird die Technik der RSA nicht nur in der Orthopädie, sondern auch in der plastischen Chirurgie, der Onkologie, der Anästhesie, der Neurochirurgie, der Rheumatologie, der Handchirurgie, der Pädiatrie und der Odontologie klinisch genutzt (Kärrholm 1989).

1994 wurde auf Anregung von BAUER, zu dieser Zeit der Herausgeber der „Acta Orthopaedica Scandinavica“, die Bezeichnung stereophotogrammetrische Analyse in „Radiostereometrie“ abgeändert (Kärrholm 2000).

Zusammenfassend ist zu sagen, dass die Radiostereometrische Analyse (RSA) von Selvik entwickelt wurde (Selvik G 1983, Selvik G 1990), um mit Hilfe dieser radiographischen Technik, Minimalbewegungen der Wirbelsäule messen zu können. Diese Verfahren hat vor allem in der Orthopädie Anwendung gefunden (Johnsson R et al. 1990).

Pape et al. konnten zeigen, daß RSA ein nützliches Werkzeug ist, um segmentale Fusion der Lendenwirbelsäule zu dokumentieren (Pape et al. 2000)

RSA würde auch von Zoegea et al. verwendet, um den zusätzlichen Effekt der Plattenfixierung bei der Fusion der zervikalen Wirbelsäule zu messen(Zoegea et al. 1998). Daher wird die RSA in dieser Studie angewendet für Patienten, die eine zervikale Bandscheibenprothese erhielten.

Das Ziel der gegenwärtigen Studie war, die segmentale Bewegung nach Implantation einer zervikalen Bandscheibenprothese (Synthese-Dorn, Im Kirchenhürstle 4-6, 79224 Umkirch, CH) mit der segmentalen Bewegung nach Fusion mit einem Rahmen Poly - Äther - Äther - Keton "PEEK" (Stryker Howmedica GmbH, Gewerbeallee 18, 45478 Mülheim, Deutschland) mit Knochentransplantation und einer anterioren Titan-Platte (Aesculap AG + CoKG, morgens Aesculap-Platz, Tuttlingen, Deutschland) zwei Jahre nach Operation zu vergleichen.

1.7 Fragestellung

1. Welches Bewegungsausmaß eines Halswirbelsäulensegments nach Implantation einer Bandscheibenprothese ist möglich?
2. Verändert sich die segmentale Bewegungsmöglichkeit im Laufe der Zeit ?
Wie verhält sich das Bewegungsausmaß im Vergleich zur Fusionsoperation als Goldstandard ?
3. Gibt es einen klinischen Unterschied zwischen beiden Gruppen, was die Rückbildung von Radikulopathie und Zervikalgie betrifft ?
4. Welche Komplikationen treten im Vergleich zur Fusion auf ?
5. Ist das RSA- Verfahren ein geeignetes Verfahren um das Ausmaß der Bewegung im Bereich der Halswirbelsäule zu messen ?

2. Methoden

2.1 Studiendesign

Es handelt sich um eine prospektive randomisierte kontrollierte klinische Studie. Sie wurde durch die Ethik-Kommission der Ärztekammer des Saarlandes genehmigt (SN 63/04).

Ein- und Ausschlusskriterien sind in Tabelle 1 aufgeführt. Alle Patienten wurden über das Ziel der Studie informiert und unterzeichneten eine Einverständniserklärung, die 24 Stunden vor der Operation eingeholt wurde. Als Nächstes wurden Patienten zur Gruppe P

(Disc Prothese) oder zur Gruppe F (Fusion) randomisiert. Die Randomisierung erfolgte durch Auslosung von versiegelten Umschlägen, die jeweils eine Gruppe enthielten.

Im Rahmen der Studie wurde bei 25 der 49 Patienten eine ProDisc-C Prothese implantiert (Gruppe P) und bei den anderen 24 Patienten eine Fusionsoperation durchgeführt (Gruppe F).

8 Patienten (3 aus Gruppe F und 5 aus Gruppe P) mussten aus technischen Gründen (wie mangelnde Qualität postoperativer Bilder, nicht ausreichend korrespondierende Tantalummarker) aus der Studie ausgeschlossen werden.

Alle Patienten mit einem symptomatischen Bandscheibenvorfall, die nicht auf eine konservative Behandlung angesprochen haben und ein fortschreitendes radikuläres Defizit erkennen ließen, wurden im Zeitraum von April 2004 bis Mai 2005 in diese Studie eingeschlossen.

Tabelle 1: Kriterien für Patienten mit Pro-Disc C und RSA Studie

EINSCHLUSSKRITERIEN	AUSSCHLUSSKRITERIEN
Mono-segmentaler zervikaler Bandscheibenvorfall C3-C7	Ausgeprägte zervikale Instabilität (Röntgenaufnahmen)
Erfolglose konservative Therapie	Multisegmentale Veränderung
Soft disc herniation (Weiche Bandscheibenvorfälle)	Myelopathie
Alter zwischen 20 und 60 Jahre	Radiologische Bestätigung einer ausgeprägten Degeneration
Einwilligung des Patienten	Verknöcherter Bandscheibenvorfall
	Osteoporose, Infektion, Rheumatoide Arthritis
	Spondylodiszitis und akute Infektionen
	Maligne Erkrankungen
	Systemerkrankung, wie Hepatitis, HIV, AIDS
	Bekannte Allergien gegen cobalt, chromium, molybdenum, titanium, oder polyethylene
	Traumatische Verletzung der Wirbelsäule
	Schwangerschaft oder mögliche Schwangerschaft in den folgenden 3 Jahren

Studiengruppe (25)



Prodisc C, Synthesis

Synthes Spine

1302 Wrights Lane East
West Chester, PA 19380
USA

Kontrollgruppe (24)



ABC-Platte, Aesculap + Solis-cage, Stryker

Aesculap AG

Am Aesculap-Platz, Tuttlingen
Deutschland

Abb. 8

Implantate bei der Gruppe P (Disc Prothese) und der Gruppe F (Fusion) mit ABC-platte und Cage)

2.2 Klinische Beurteilung

Untersuchung der Schmerzintensität

Zur Beurteilung von klinischen Symptomen wie Nacken- und Armschmerz wurde die Visuelle Analog Skala (VAS) angewandt. Dies erfolgte sowohl präoperativ als auch 1, 3, 6, 12 Wochen, 6 Monate, 1 und 2 Jahre postoperativ (Downie et al. 1978, Langley et al. 1985).

Die Visuelle Analog Skala (VAS), von Scott und Husksson 1976 im Detail beschrieben, wird benutzt um prä- und postoperative Schmerzen aber auch bei Langzeitbeobachtung die Änderung von Kopfschmerzen, Hals-/Nackenschmerzen, Arm- und Beckenkammsschmerzen „sichtbar“ zu machen und zu vergleichen. In diesem Test wurde jeder Patient gebeten, die individuelle Schmerzintensität auf einer horizontalen 10 cm langen Skala einzuschätzen, wobei auf der einen Seite der Skala die *Null*, das bedeutet überhaupt kein Schmerz und auf dem anderen Ende die 10 steht, was dem schlimmsten Schmerz entspricht. Die vom Patienten durchgeführte Markierung wird bewertet und ergibt einen Wert zwischen 0 und 10. Um eine Besserung der Schmerzen postoperativ beurteilen zu können, wurde der präoperative VAS-Wert vom postoperativen subtrahiert. Bei dieser Subtraktion resultieren Werte zwischen -10 und +10. Negative Werte zeigen die wirkungsvolle postoperative Besserung der Schmerzen an. Der Wert *Null* bedeutet, dass die Schmerzen vor und nach dem Eingriff gleich geblieben sind. Es kann auch bedeuten, dass präoperativ keine Schmerzen waren und entsprechend postoperativ keine aufgetreten sind. Positive VAS-Werte zeigen die Verschlechterung der Schmerzsymptome nach der Operation an. Die VAS wurde auch benutzt, um den Schmerzstatus des Patienten bei der Langzeituntersuchung mit der postoperativen Schmerzsituation zu vergleichen.

2.3 Operations- Verfahren

Die Operation wurde von einem Chirurgen standartgemäß durchgeführt (A. N.).

Es wurde der ventrale Zugang mit einem linksseitigen Hautschnitt gewählt. Die betroffene Bandscheibe wurde entfernt.

Dieser vordere Zugang wurde von Bailey und Badgley 1952, Robinson und Smith 1955 und Cloward 1957 beschrieben. Der vordere Zugang ist heute der Standardzugang zur Behandlung einer Spondylose oder eines Bandscheibenvorfalles. Ebenfalls dient der gleiche Zugang auch zur Implantation einer Bandscheibenprothese. Der Patient wird in Rückenlage gelagert, mit dem Nacken in Neutralposition oder leicht hyperextendiert. Die Arme werden leicht nach kaudal gezogen, um einen guten radiologischen Überblick über die Halswirbelsäule zu erhalten.

Unter seitlicher Röntgenkontrolle wird dann die zu operierende Etage mit einem Hautstift markiert. Der Hautschnitt wird in der Regel horizontal angelegt und beträgt etwa 3–4 cm. Nach Durchtrennung des Platysmas wird dann am Vorderrand des M. sternocleidomastoideus eingegangen, wobei Schilddrüse und Trachea medial und die großen Halsgefäße lateral bleiben. Mittels stumpfer Präparation gelangt man so zur Halswirbelsäule. Nach Einsetzen eines Retraktors wird nun zunächst eine Nadel in die Mitte der Bandscheibe eingebracht und die korrekte Mittellinie im Röntgen-ap-Bild zu bestätigen. Die Identifizierung der Mittellinie ist wichtig, da die Prothese später genau in der Mittellinie liegen muss. Nun werden in den oberen und unteren Wirbelkörper des Bewegungssegmentes sogenannte Retainer-Schrauben eingebracht.

Dann wird das Operationsmikroskop eingefahren und die Bandscheibe von ventral ausgeräumt, sowie das hintere Längsband reseziert. Nun kann in den Spinalkanal

eingedrungenes Bandscheibengewebe oder Osteophyten an den Wirbelhinterkanten abgetragen werden. Mit einer speziellen Spreizzange wird dann der Intervertebralraum etwas gespreizt und die so erreichte Spannung über die in den Wirbelkörper liegenden Schrauben mittels des Retainer-Systems gehalten. Nun wird zur Bestimmung der Prothesengröße ein Probeimplantat eingelegt und dies unter seitlicher Röntgendurchleuchtung beurteilt. Über das korrektliegende Probeimplantat wird dann mit einem Meißelsystem eine Nut in den oberen und unteren Wirbelkörper zur Verankerung der Prothese gemeißelt. Danach wird das Probeimplantat entfernt und die Originalprothese unter Beobachtung im seitlichen Röntgenbildwandlerstrahlengang implantiert. Die Besonderheit der Prothese besteht in einer rauen Oberflächenbeschichtung aus Reintitan, dass ein Anwachsen des Knochens innerhalb von einigen Monaten fordern soll. Obere und untere Endplatte bestehen aus Kobalt-Chrom-Molybdän. Weiterhin wird eine Bewegung nach einem Kugel-Gelenk-Prinzip angenommen. Ein Polyethylen-Inlay gestattet einen physiologischen Bewegungsumfang bezüglich Flexion/Extension, Rotation und Seitneigung.

Man geht davon aus, dass damit die Belastung der Facettengelenke begrenzt wird. Modulares anatomisches Design, optimale Primärstabilität durch Kielverankerung der Prothese im Wirbelkörper, anatomisches Plattendesign für eine maximale Abdeckung der Endplatten werden als mögliche Vorteile dieser Prothese angesehen. Nach Entfernen der Retainer-Schrauben erfolgt dann die Hautnaht.

Bei der Fusionsoperation wird ein Cage (aus Poly-Ether-Ether-Ketone), der aus einem hohlen Rahmen mit gezahnter Ober- und Unterseite besteht, eingesetzt.

Die zwei innenliegenden Titanstifte werden vertikal in der Mitte des Zwischenwirbelraums in seitlicher Projektion platziert. Diese dringen nach Aufheben der Distraction je 1 mm in die angrenzenden Wirbelkörper ein und gewährleisten eine primäre Stabilität.

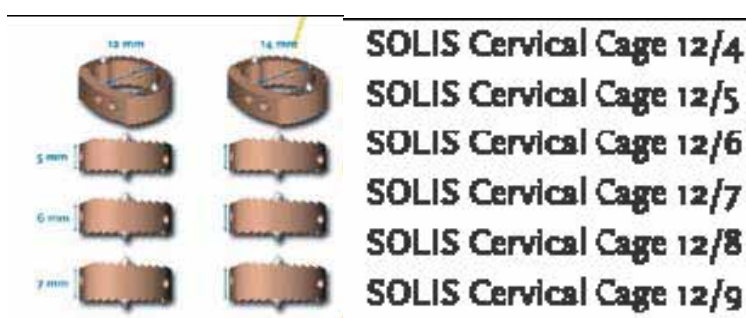


Abb.9: Die Unterschiedlichen Größen der PEEK Cages

Die PEEK Cages (Stryker Howmedica GmbH, Gewerbeallee 18, 45478 Mülheim) sind in zwei Durchmessern vorhanden (12 und 14 Millimeter) und in unterschiedlichen Höhen (4, 5, 6, 7, 8, und 9 Millimeter).

Nach der Implantation des Cages wird der gesamte Situs routinemäßig mit physiologischer Kochsalzlösung gespült, dann wird Nebacetin (Yamanouchi Pharma, Heidelberg) Lösung (enthält: Bacitracin und Neomycin) eingebracht. Eine Saugdrainage wird für 24 Stunden eingelegt und separat aus der Haut ausgeleitet. Anschließend folgt der schichtweise Wundverschluss. Die Nähte werden normalerweise 10 Tage nach der Operation entfernt.

Als Plattenimplantat wurde eine trapezoide Titanplatte (Aesculap AG + CoKG, Am Aesculap-Platz, Tuttlingen) verwandt, die an die individuelle Lordose des Patienten

angepasst werden kann. Die Schrauben für die monocorticale Fixation bestehen aus Titan, sind selbstschneidend. Die Bandscheibenprothesen oder Cage und Platte wurden entsprechend der Herstellerempfehlung eingesetzt. Schließlich wurden 7-9 Tantalmarker mit 0.8 Millimetern Durchmesser (RSA biomedizinisch, Kasten 7972, S-907 19 Umea, Stockholm, Schweden) in die angrenzenden Wirbel eingesetzt.

2.4 Röntgenstereometrische Analyse (RSA) :

Bei der Röntgen Stereometrie Analyse (RSA) handelt es sich um ein Verfahren zur Erfassung geringster Migrationsbewegungen einer Prothese mittels konventioneller Röntgenstrahlen. Ermöglicht wird dies durch Tantalummarker, die bei der Prothesenimplantation in die der Prothese benachbarten Wirbelkörper eingebracht werden. Die Bewegung der Tantalummarker kann mit der RSA - Methode nachvollzogen werden. Aufgrund der hohen Meßgenauigkeit gilt es derzeit als das beste Verfahren um Migrationsbewegungen zu erfassen.

Die Röntgenstereometrische Analyse erfolgt in vier verschiedenen Schritten:

- o Implantation der Tantalummarker in die relevanten Wirbelkörper am Ende der Operation.
- o simultane Röntgenuntersuchung in 2 Ebenen mittels konventioneller Röntgenanoden
- o Scannen der Bilder und Messung der 3D Koordinaten der Marker mit der Software UMRSA ®
- o Berechnung der Migrationsbewegungen der Prothese um die drei Raumachsen mittels der Software UMRSA ®

Implantation der Tantalummarker

Zur Durchführung einer Röntgenstereometrischen Analyse müssen zunächst acht bis zehn röntgendichte Tantalummarker in die Wirbelkörper proximal und distal der ProDisc-C-Prothese bzw. des fusionierten Segmentes implantiert werden. Dies erleichtert die spätere Zuordnung auf den Röntgenaufnahmen. Zur Implantation wird als Hilfe ein Applikator benutzt, der mittels eines Trokars die Tantalokugeln in die vorgebohrten Löcher einbringt. Die Kugeln werden mittels Knochenwachs gesichert.

Für das Programm werden mindestens drei Tantalummarker in verschiedenen Ebenen für eine Röntgenstereometrische Analyse benötigt. Aufgrund der höheren Messgenauigkeit wird weiterhin empfohlen, mindestens sechs Marker zu implantieren, um eine mögliche Migration eines oder mehrerer Marker zu kompensieren (Kärrholm, 2000). Mindestens drei identische Marker müssen zu jedem Untersuchungszeitpunkt sichtbar sein, damit der markierte Wirbelkörper mathematisch als „rigides Segment“ definiert werden kann.

Die Software erkennt nicht-rigide Marker und Segmente und schließt sie in den weiteren Berechnungen aus.

Röntgenuntersuchung :

Die an der Fusion beteiligten Wirbelkörper der HWS wurden ebenfalls mit Tantalum Markern versehen, die in standardisierter Technik - wie oben beschrieben - verteilt wurden. Die Einbringung von 4-6 röntgendichten Tantalmarkern in jeden Wirbel wird gefordert, um den geometrischen Charakter der Wirbelsäulen-anatomie festzulegen. Alle Patienten wurden nach jeder Operation mit RSA überprüft. Die RSA

Röntgenstrahleinstellung war bei allen Patienten identisch. Es wurden zwei konventionelle Röntgenstrahlröhren mit 30°Neigung benutzt. Alle Patienten wurden über die kombinierte Referenzplatte und Kalibrierungsvorrichtung mit 0.8 Millimeter Tantalum Indikator in bekannten Positionen vor der Filmfläche in Position gebracht. Die Patienten wurden jeweils im Liegen in Neutralstellung und in ca. 45° Reklination und gleichzeitiger maximaler Rechtsrotation des Kopfes geröntgt. Die RSA-Röntgenkontrolle erfolgte postoperativ sowie nach 3, 6, 12 Wochen, 6 Monaten, 1 und 2 Jahren.

Genauigkeit von RSA :

Die Messgenauigkeit bei konventionellen Röntgenbildern ist durch die biplanare Darstellung von Patienten- und Kalibrierungsmarkern im Rahmen der RSA sehr hoch. Um die experimentellen Fehler festzustellen, wurde die Genauigkeit von RSA durch doppelte Prüfungen in Neutral- und Reklination 45° Position quantifiziert.

Fünf Patienten mit sicherer Fusion im Röntgenbild wurden 6 Monate postoperativ untersucht. Die verursachten intervertebralen Bewegungen wurden errechnet und die Standardabweichungen dieser Mikrobewegungen berechnet. Null ist der theoretische Unterschied innerhalb der Paare. Die minimale signifikante Verschiebung ($p < 0.01$) wurde für die Transversale (x), die Vertikale (y) und die Sagitale (Z) mit Hilfe des Wilcoxon – Tests für nichtgepaarte Werte berechnet.

Die doppelte Überprüfung von fünf Patienten mit guter Fusion zeigte eine Standardabweichung für die drei Raumebenen (x-, y- und z-Achse) von 0,08, 0,13 und 0,18mm. Diese Werte entsprechen der minimalen signifikanten Bewegung ($p < 0.01$) von 0,24, 0,13, und 0,24mm. In diese Studie wurden die gemessenen Werte der zervikalen

Fusion nur relevant für eine statistische Berechnung, wenn sie den Wert von 0,3mm überschritten. Werte unterhalb von 0,3 mm waren innerhalb der Messungenauigkeit der RSA-Methode. Der RSA Aufbau entsprach dem der Studie von Zuege et al [45], der vergleichbare minimal signifikante Bewegungen ($p < 0,01$) von 0.15, 0.09 und 0.23 mm für die transversale (x = medio-lateral), vertical (y = cranio-caudal) and sagittal (z = anterior-posterior) Achse veröffentlicht hat.

Eine konventionelle Funktionsröntgenanalyse wurde nach 6, 24 und 52 Wochen und 2 Jahren postoperativ durchgeführt.

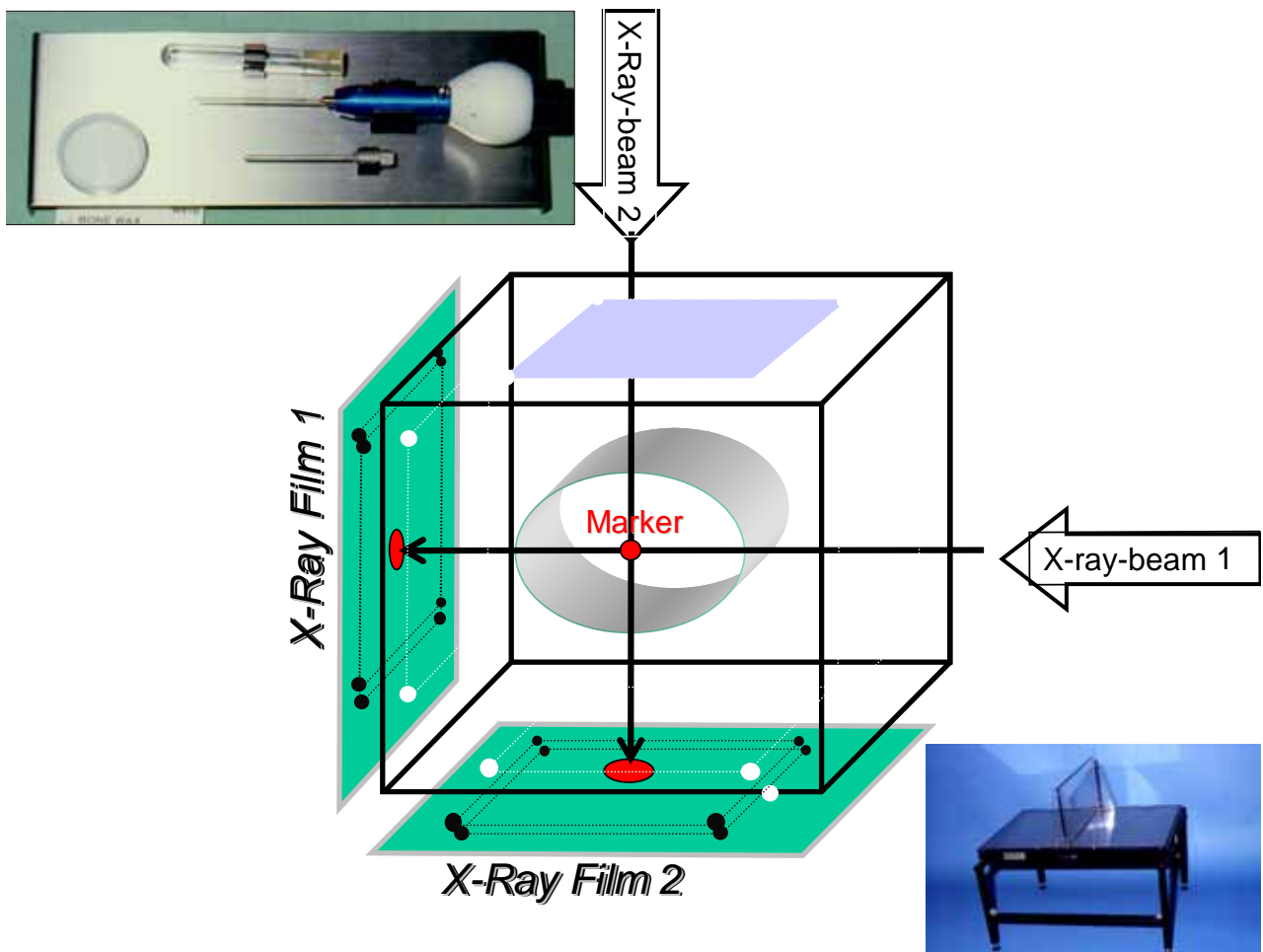


Abb.10 Schematische Darstellung der Röntgenstereometrischen Analyse



A

Neutralposition



B

Reklination/Rotation/Seitneigung

Abb. 11: Die Patienten wurden jeweils im Liegen in Neutralstellung (A) und in ca. 45° Reklination und gleichzeitiger maximaler Rechtsrotation des Kopfes geröntgt.(B)

2.6 Statistische Auswertungen

Zur statistischen Berechnung wurde der Mann-Whitney-Test und Wilcoxon-Test für unpaarige Werte verwendet, um einen statistischen Unterschied der intervertebralen Translation vor und nach Prothesenimplantation sowie nach Fusionsoperation in den drei Bewegungsachsen festzustellen ($p < 0.05$). Die segmentale Bewegung wurde außerdem mit Hilfe einer Vektorbestimmung entlang der X-, Y- und Z-Achse berechnet.

Die statistische Auswertung erfolgte mit Unterstützung des Instituts für Biometrie der Medizinischen Fakultät der Universität des Saarlandes.

3. Ergebnisse der RSA Untersuchung

3.1 Ablauf, Altersverteilung, Geschlechterverteilung

Neunundvierzig Patienten konnten in diese Studie eingeschlossen werden. Acht Patienten wurden aufgrund von Überlagerung der Röntgenmarker durch osteosynthetisches Material von der Studie ausgeschlossen. Bei den 49 Patienten ergab sich die Geschlechterverteilung wie folgt: 23 Männer und 18 Frauen. Das Durchschnittsalter war 44 Jahre mit einer Standardabweichung von 11 Jahren.

Tabelle 2 : Patienten Daten

Daten	Gruppe P (Anzahl)	Gruppe F (Anzahl)
Zahl der Patienten	20	21
Alter (in Jahren) Mittelwert Grenzen	42 (32-53)	44 (30-59)
Geschlecht Weiblich	9	9
Männlich	11	12
Höhenlokalisation C2-C3	0	2
C3-C4	0	2
C4-C5	2	1
C5-C6	11	12
C6-C7	7	4

3.2 Translation medio-lateral

3.2.1 Translation medio-lateral: Gruppe P

Der Mittelwert und die Standardabweichung (X Vektor) für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ waren 0.7 (0.13). Beide Werte waren zwei Jahre postoperativ 0.4 (0.15). Es gab eine deutliche Abnahme der Segmentalbewegung nach sechs Wochen im Vergleich zu den Werten nach einer Woche. Allerdings zeigte sich 12 und 24 Wochen, sowie 1 und 2 Jahre postoperativ kein signifikanter Unterschied im Vergleich zu 6 Wochen.

3.2.1 Translation medio-lateral: Gruppe F

Mittelwert und Standardabweichung (X-Achse) für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ nach ACDF lagen bei 0.25 (0.08). Nach zwei Jahren nahmen die beiden Werte ab auf 0.06 (0.04). Es gab eine nicht bedeutende Abnahme der Bewegung drei und sechs Wochen postoperativ verglichen mit der erste Woche. 12 und 24 Wochen, sowie 1 und 2 Jahre postoperativ gab es keine bedeutende Abnahme der Bewegung verglichen mit den Werten nach einer Woche.

3.2.3 Translation medio-lateral: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F

Der Mittelwert für segmentale Bewegung für die x-Achse, welche die mittel-seitliche Translation darstellt, zeigte einen bedeutenden Unterschied zwischen beiden Gruppen drei Wochen postoperativ in der medio-lateralen (x-axis) Bewegung. Mann-Whitney-U Test und Wilcoxon-U Test zeigten immer bedeutende Unterschiede zwischen beiden Gruppen ($p < 0.05$).

Statistische Vergleiche zwischen den 2 Gruppen zeigten einen bedeutenden Unterschied in der Bewegung bei allen postoperativen Prüfungen ($p < 0.05$) (Abb.13).

Tabelle 3

Translation [mm] postop., 3, 6, 12, 24, 52 Wochen und 2Jahre: Mittelwert und Standardabweichung sind für jeden zeit angegeben

	Postop		3 Wochen		6 Wochen		12 Wochen		24 Wochen		1 Jahr		2 Jahre	
	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion	Prothese	Fusion
Medio-Lateral	0,7 (0,13)	0,25 (0,08)	0,4 (0,16)	0,12 (0,06)	0,3 (0,13)	0,07 (0,06)	0,4 (0,18)	0,06 (0,05)	0,33 (0,17)	0,06 (0,09)	0,39 (0,17)	0,06 (0,05)	0,4 (0,15)	0,06 (0,04)
Cranio-caudal	0,5 (0,15)	0,3 (0,14)	0,27 (0,1)	0,16 (0,05)	0,23 (0,12)	0,13 (0,1)	0,3 (0,1)	0,06 (0,06)	0,27 (0,13)	0,06 (0,03)	0,26 (0,13)	0,06 (0,06)	0,27 (0,12)	0,05 (0,04)
Anterior-posterior	1,7 (0,73)	0,42 (0,35)	1,1 (1,1)	0,13 (0,05)	0,7 (0,38)	0,2 (0,05)	0,58 (0,3)	0,11 (0,09)	0,56 (0,42)	0,07 (0,05)	0,66 (0,42)	0,07 (0,05)	0,67 (0,35)	0,07 (0,04)

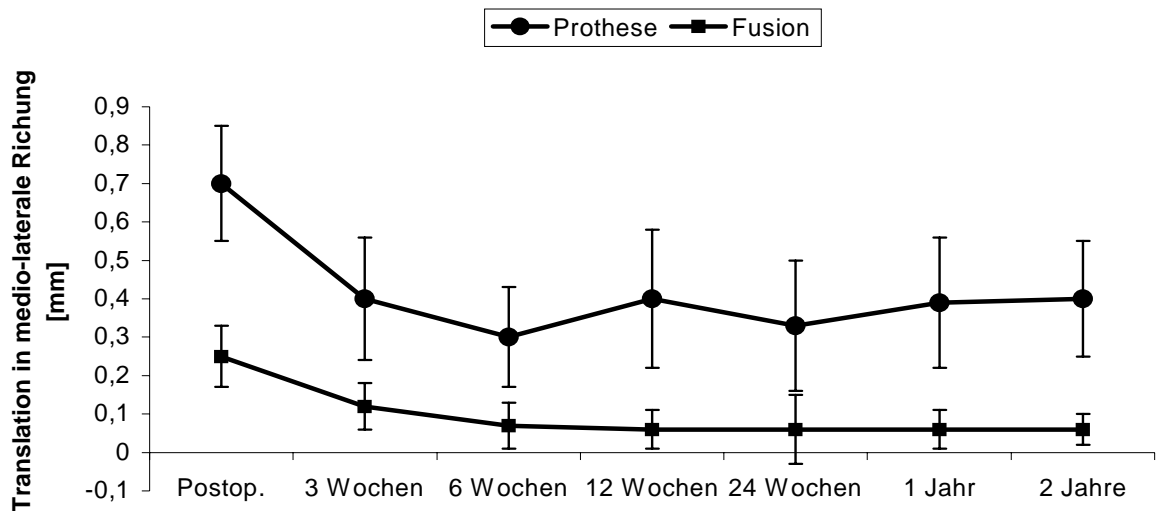


Abbildung 13 : Translation in medio-laterale Richtung: Vergleich Gruppe P (Prothese) mit Gruppe F (Fusion)

3.3 Translation cranio-kaudal

3.3.1 Translation cranio-kaudal: Gruppe P

Der Mittelwert und die Standardabweichung (Y Achse) für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ war 0.58 (0.15).

Beide Werte waren zwei Jahre postoperativ 0.27 (0.12). Es gab eine bedeutende Abnahme der Segmentalbewegung nach sechs Wochen im Vergleich zu den Werten nach einer Woche. Allerdings gab es 12 und 24 Wochen, sowie 1 und 2 Jahre postoperativ keinen signifikanten Unterschied im Vergleich zu 6 Wochen (Tabelle 3).

3.3.2 Translation cranio-kaudal: Gruppe F

Mittelwert und Standardabweichung (Y Achse) für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ nach ACDF waren 0.3 (0.14). Nach zwei Jahre nahmen die beiden Werte ab auf 0.05 (0.04). Es gab eine nicht bedeutende Abnahme der Bewegung drei und sechs Wochen postoperativ verglichen mit der erste Woche. 12 und 24 Wochen, 1 und 2 Jahre postoperativ gab es keine bedeutende Abnahme der Bewegung verglichen mit den Werten nach einer Woche.

3.3.3 Translation cranio-kaudal: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F

Der Mittelwert für segmentale Bewegung für Y, welche die cranio-kaudale Translation darstellt, zeigte einen bedeutenden Unterschied zwischen den zwei Gruppen drei Wochen postoperativ in der cranio-caudalen Bewegung. Mann-Whitney-U Test und Wilcoxon-U Test zeigten immer bedeutende Unterschiede zwischen beiden Gruppen ($p < 0.05$).

Statistische Vergleiche zwischen beiden Gruppen zeigten einen bedeutenden Unterschied in der Bewegung bei allen postoperativen Untersuchungen ($p < 0.05$) (Abb.14).

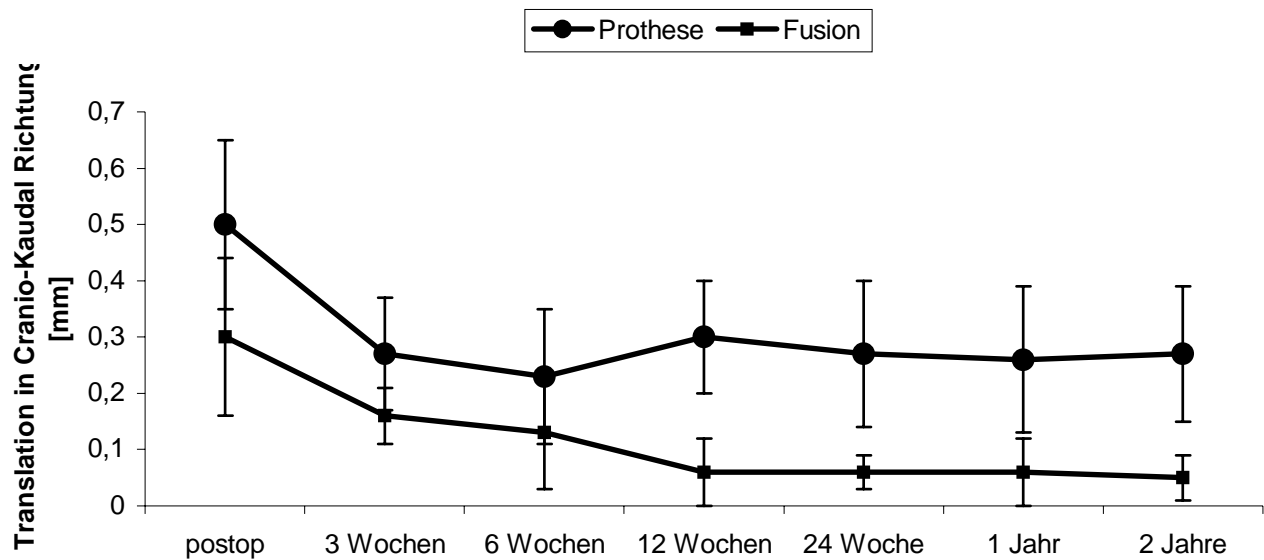


Abbildung 14 : Translation in cranio-kaudale Richtung: Vergleich Gruppe P (Prothese) mit Gruppe F (Fusion)

3.4 Translation anterior-posterior

3.4.1 Translation anterior-posterior: Gruppe P

Der Mittelwert und die Standardabweichung (Z Achse) für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ waren 1.7 (0.73). Es gab eine bedeutende Abnahme der Segmentalbewegung in den ersten sechs Wochen postoperativ. Allerdings fand sich 12, 24 Wochen, 1 und 2 Jahre postoperativ kein signifikanter Unterschied im Vergleich zu 6 Wochen (Tabelle 3).

3.4.2 Translation anterior-posterior: Gruppe F

Mittelwert und Standardabweichung für segmentale Bewegung eine Woche postoperativ nach ACDF waren 0.42 (0.35). Nach zwei Jahren nahmen beide Werte ab auf 0.07 (0.04). Es gab eine nicht bedeutende Abnahme der Bewegung drei und sechs Wochen postoperativ verglichen mit der ersten Woche. 12, 24 Wochen 1 und 2 Jahre postoperativ gab es keine bedeutende Abnahme der Bewegung verglichen mit den Werten nach einer Woche.

3.4.3: Translation anterior-posterior: Vergleich Gruppe P mit Gruppe F

Der Mittelwert für segmentale Bewegung für die z-Achse, welche die anterior-posteriore Translation darstellt, zeigte einen bedeutenden Unterschied zwischen beiden Gruppen drei Wochen postoperativ in der anterior-posterioren Bewegung (Z-axis). Mann-Whitney-U Test und Wilcoxon-U Test zeigten immer bedeutende Unterschiede zwischen beiden Gruppen ($p < 0.05$).

Statistische Vergleiche zwischen beiden Gruppen zeigte einen bedeutenden Unterschied in der Bewegung bei allen postoperativen Untersuchungen ($p < 0.05$) (Abb. 15).

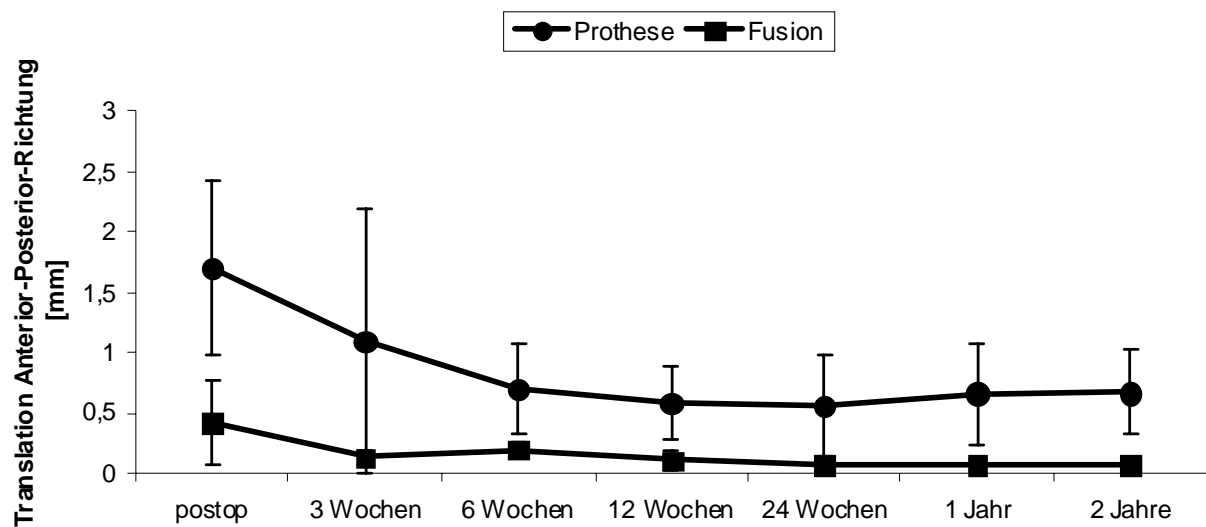


Abb15 : Translation in anterior-posteriore Richtung: Vergleich Gruppe P (Prothese) mit Gruppe F (Fusion)

4. Klinische Ergebnisse

4.1 Klinische Ergebnisse : Gruppe P

Der Mittelwert und die Standardabweichung (in Klammern) für Nackenschmerzen mittels Visueller Analog Skala betrug präoperativ 6.2 (1.2). Nach zwei Jahren postoperativ 1.9 (0.5) (Tabelle 4).

Der Mittelwert und die Standardabweichung für Armschmerzen mittels Visueller Analog Skala betrug präoperativ 7.6 (1.4). Nach zwei Jahren postoperativ 1.1 (0.3). (Tabelle 4).

Tabelle 4

Visuelle Analog Skala für Nacken- und Armschmerzen. Mittelwert und Standardabweichung sind zu jeder Zeit angegeben.

	Präop		1 Woche		3 Wochen		6 Wochen		12 Wochen		24 Wochen		1 Jahr		2 Jahren	
	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F	P	F
Nacken Schmerzen	6,2 (1,2)	6,4 (0,9)	3,3 (0,6)	2,9 (0,7)	3,3 (0,6)	2,2 (0,7)	2,4 (0,5)	1,8 (0,5)	2,5 (0,6)	1,9 (0,5)	2,8 (0,4)	2,0 (0,5)	2,3 (0,3)	2,0 (0,3)	1,9 (0,5)	1,8 (0,4)
Arm Schmerzen	7,6 (1,4)	7,2 (1,7)	1,6 (0,4)	1,5 (0,4)	1,5 (0,4)	1,7 (0,4)	1,3 (0,3)	1,5 (0,3)	1,6 (0,3)	1,7 (0,3)	1,4 (0,2)	1,7 (0,3)	1,0 (0,2)	1,2 (0,3)	1,1 (0,3)	1,3 (0,2)

4.2 Klinische Ergebnisse: Gruppe F

Der Mittelwert und die Standardabweichung für Nackenschmerzen mittels Visueller Analog Skala betrug präoperativ 6.4 (0.9). Nach zwei Jahren postoperativ 1.8 (0.4) (Tabelle 4).

Der Mittelwert und die Standardabweichung für Nackenschmerzen mittels Visueller Analog Skala betrug präoperativ 7.6 (1.4). Nach zwei Jahren postoperativ 1.3 (0.2) (Tabelle 4).

4.3 Klinische Ergebnisse : Vergleich Gruppe P mit Gruppe F

Der statistische Vergleich von Nacken- und Armschmerzen ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen (Tabelle 4, Abb. 16, Abb. 17).

Klinisches Outcome

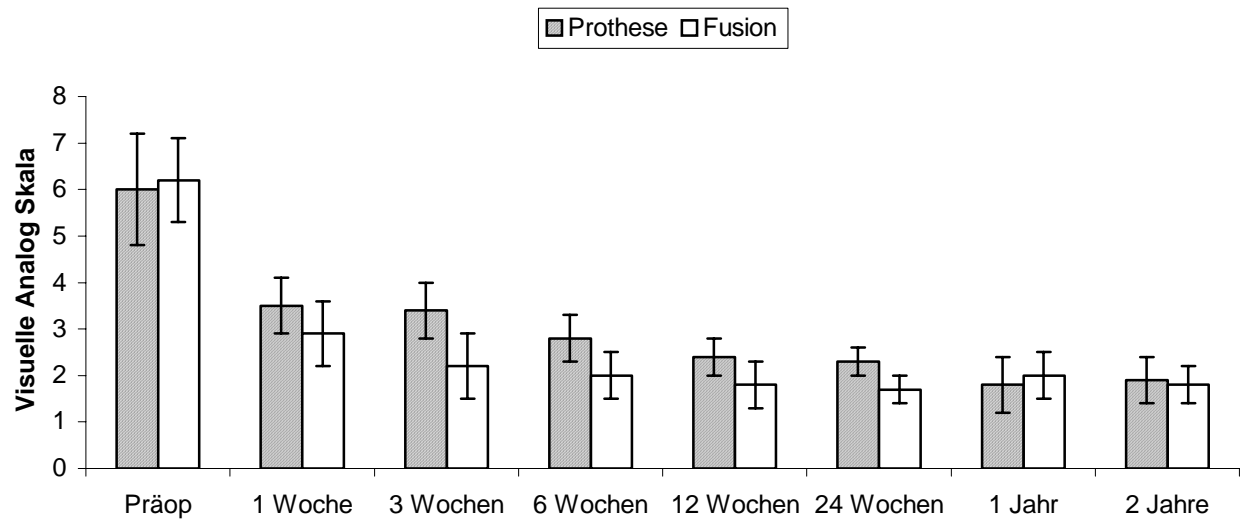


Abb 16: Nacken Schmerzen: Vergleich Gruppe P (Prothese) mit Gruppe F (Fusion)

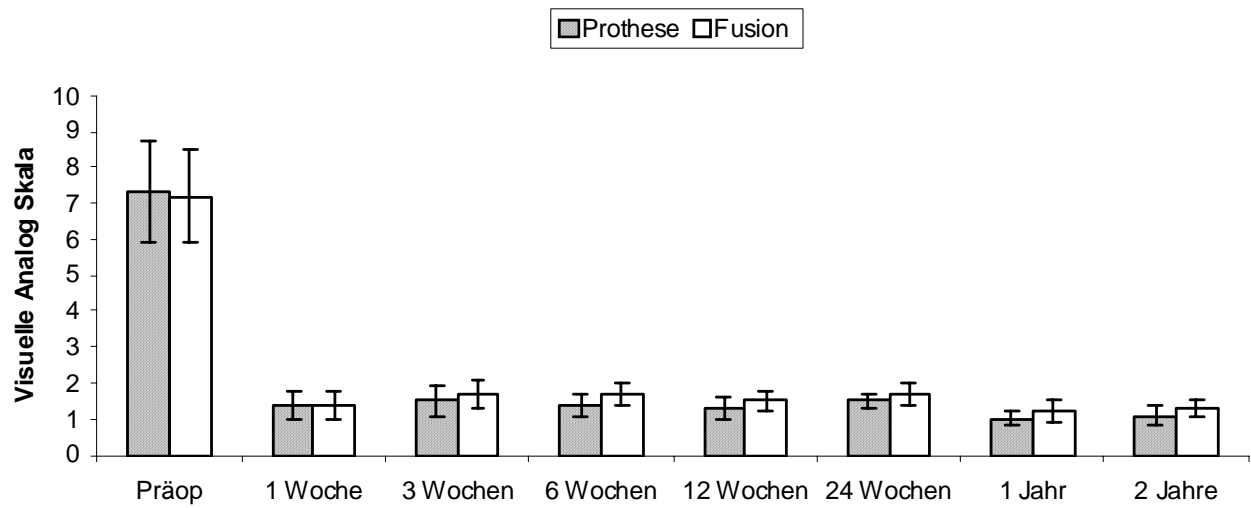


Abb 17: Arm Schmerzen: Vergleich Gruppe P (Prothese) mit Gruppe F (Fusion)

5. Diskussion

Bandscheibenvorfälle der Wirbelsäule sind im Erwachsenenalter häufig. 1996 betrug die Zahl der stationär durchgeführten Operationen intervertebraler Diskopathien etwa 49 000. Dies entspricht einer Inzidenz von 60,8 Eingriffen pro 100 000 Einwohner. Hierin sind die Bandscheibenvorfälle der Halswirbelsäule anteilig mit enthalten, ihre genaue Zahl wurde bisher jedoch nicht erfasst (Kast E et al.2000). Die operative Behandlung zervikaler Bandscheibenvorfälle begann 1922 mit einer ersten Operation durch Elsberg (Elsberg ChA 1931), einem Schüler Mikulicz, der erfolgreich transdural einen Vorfall C6/7 entfernte. In den nächsten Jahren folgten Einzelbeschreibungen (Adson AW 1940, Dandy WE 1929, Mixter WS 1934).

Nach dem Zweiten Weltkrieg berichtete Cloward 1958 über einen ventralen Zugang zur Halswirbelsäule, eine ventral angelegte Bohrung in zwei Wirbelkörpern und den Wiederverschluss der dazwischen liegenden Bandscheibe mit einem am Beckenkamm entnommenen Knochendübel. Zeitgleich publizierten Smith und Robinson Erfahrungen mit dem ventralen Zugang zur Halswirbelsäule, der gezielten vollständigen Entfernung der betroffenen Zwischenwirbelscheibe und der Fusionierung der anliegenden Wirbel. Diese Methode erwies sich auch in klinischen Studien an größeren Fallzahlen als praktikabel (Nurick S 1972). Die Einführung dieses Verfahrens in Deutschland wurde wesentlich durch Grote (Grote W 1970) gefördert. Bis heute gilt der ventrale Zugang und die Entfernung der Bandscheibe mit nachfolgender Fusionierung der anliegenden Wirbel als Goldstandard (Bryan V 2002, Mummaneni PV et al, 2004) und ist das weltweit am häufigsten verwendete Verfahren an der Halswirbelsäule. Dabei wird in den meisten Fällen für die entfernte Bandscheibe ein Platzhalter aus unterschiedlichen Materialien, zum Beispiel Knochenzement oder Metall, eingefügt (Eysel P et al. 2000, Jöllenbeck B et al. 2001, Schröder J et al.2002).

Untersuchungen nach zervikaler Fusionierung ergaben Hinweise auf eine vermehrte Belastung und Degeneration der den fusionierten Wirbeln benachbarten Bewegungssegmente (Hilibrand AS et al. 1999). Bei anlagebedingten Blockwirbeln findet man oft klinisch relevante Bandscheibenvorfälle in den benachbarten Segmenten. In Langzeitverlaufsstudien über einen Zeitraum von zehn Jahren wurde nach zervikaler Bandscheibenoperation mit Fusionierung in 2,9 Prozent der Fälle über klinisch auffällige Spondylosen und Osteochondrosen pro Jahr berichtet, von denen zwei Drittel operativ behandelt wurden (Goffin J et al. 2002). Wenngleich nur ein bestimmter Teil der Patienten mit radiologischen Zeichen der Wirbelsäulendegeneration Symptome entwickeln, die eine Operation rechtfertigen, wäre bei circa 20 von 100 Patienten innerhalb von zehn Jahren mit einer zweiten Bandscheibenoperation der Halswirbelsäule zu rechnen.

Über einen Zeitraum von 8,6 Jahren wurden in den einer Fusionierung anliegenden Bewegungssegmenten in 92 Prozent der Fälle radiologische Zeichen einer zunehmenden Degeneration und einer Hypermobilität gefunden (Goffin J et al. 2002). Untersuchungen an Leichen ergaben in den einer Fusionierung benachbarten Zwischenwirbelräumen bei Anteflexion und Retroflexion des Kopfes Druckbelastungen, die um 73 Prozent höher lagen als in Vergleichsmessungen ohne Fusionierung (Cunningham BW et al. 2003, Eck JC et al. 2002). Diese Beobachtungen lassen es grundsätzlich wünschenswert erscheinen, bei einer Bandscheibenoperation an der Wirbelsäule den Verlust der Beweglichkeit des operierten Segmentes zu vermeiden.

Seit über 50 Jahren sind verschiedene Modelle künstlicher Bandscheibenimplantate für die Wirbelsäule entworfen worden, die zunächst die Serienreife erlangten (Link HD et al. 2002). Sowohl für die Halswirbelsäule als auch für die Lendenwirbelsäule stehen seit einigen Jahren kommerziell unterschiedliche Modelle zur Verfügung, die nun mit zunehmender Häufigkeit implantiert werden. Das erste zervikale Bandscheibenimplantat

aus rostfreiem Stahl wurde 1991 eingesetzt (Cummins BH et al. 2003), von diesem wiederholt verbesserten „Frenchay“-Modell wurden weltweit circa 300 Stück implantiert. Mit der weiteren Entwicklung der Materialien steht seit 2001 ein Modell aus zwei flachen Titanhalbschalen, die sich um einem Polyurethankern bewegen, zur Verfügung (Bryan V 2002). Diese „Bryan-Prothese“ ist bisher weltweit mehr als 5 500 Mal implantiert worden. Von diesen wurde in elf Fällen eine nachfolgende Explantation aus unterschiedlichen Gründen, die in keinem Fall dem Implantat selbst zugerechnet wurden, bekannt (Anderson P et al. 2004). Anhand von Untersuchungen an sechs dieser explantierten Prothesen und vorhergehender Tierversuche kann von einer mechanischen Mindesthaltbarkeit des Implantats in Bezug auf den Abrieb von mehr als 40 Jahren ausgegangen werden. Der Bewegungsabrieb selbst wird prothesenintern aufgefangen und führt nicht zu Fremdkörperreaktionen (Anderson P et al 2004). Die Titanoberfläche verbindet sich, wie von anderen Implantaten bekannt, gut mit Knochen. In dem die Oberflächenform der Prothese passend in die anliegenden Deckplatten eingeschliffen wird, sitzt die unter leichter Vorspannung eingesetzte Prothese – die in unterschiedlichen Größen verfügbar ist – so fest, dass keine Fixierung mittels Schrauben, Zement oder dergleichen mehr erforderlich ist.

Luxationen der Prothesen durch Unfälle sind bisher nicht bekannt geworden.

Über das seit 1991 erhältliche „Frenchay“-Implantat liegt eine zweijährige Verlaufsbeobachtung mit günstigen Ergebnissen vor. Das Modell ist nicht selbsthaltend, wurde mehrfach verändert und hat bisher keine breite Anwendung gefunden (Wigfield C et al. 2004). Über die am weitesten verbreitete „Bryan“-Prothese liegt ein Bericht aus einer Multicenterstudie vor (Goffin J et al. 2003), mit einer Verlaufsbeobachtung über maximal zwei Jahre von 103 Patienten mit jeweils einer Prothese und 43 Patienten mit jeweils zwei Prothesen. In unserer prospektiven Studie wurden keine Komplikationen bei der

Implantation einer Bandscheibenprothese beobachtet.

Einige an dieser Studie teilnehmende Zentren hatten hier noch geringe Fallzahlen beigesteuert. Die Ergebnisse ließen keine Risiken erkennen, die höher lagen als bei der bisherigen Standardoperation mit Entfernung der Bandscheibe und anschließender Fusionierung. In einer ersten prospektiven „Single-Center“-Studie berichteten Jöllenbeck et al. 2004 über 50 Verläufe mit einer Beobachtungszeit von bis zu zwei Jahren. Auch in dieser Studie wurde keine Gefährdung der Patienten festgestellt; eine Luxation oder Entzündung oder Fehlfunktion des Implantates wurde in den Verlaufsbeobachtungen nach der Entlassung nicht bemerkt. Zum Zeitpunkt der Entlassung war die Beweglichkeit aller Prothesen mit einer mittleren Bewegung von $7,8^\circ$ (2° bis 11°) erhalten, nach sechs Monaten lag die mittlere Beweglichkeit bei $7,3^\circ$ (zwischen 2° bis 14°).

Ein Langzeitnutzen der Bandscheibenprothese gegenüber der Fusionierung ist zurzeit nicht erwiesen.

Des Weiteren ist derzeit unklar, wie hoch der Anteil des Beweglichkeitsverlustes der Prothese nach mehr als zweijährigem Verlauf ist.

Zurzeit wird über einen Erhalt der Beweglichkeit in den ersten zwei Jahren nach Implantation einer Prothese von 90 Prozent berichtet (Goffin J et al. 2003, Jöllenbeck B et al. 2004). Einzelne Beobachtungen über den Verlust der Beweglichkeit liegen vor (Nurick S 1972). Da die Beweglichkeit der Halswirbelsäule im jüngeren Lebensalter größer ist als im höheren, und im Senium im Regelfall nur noch eine minimale Bewegung erhalten ist, stellt die zervikale Bandscheibenprothese eine Therapieoption für jüngere Patienten dar. Alle Patienten, die eine Bandscheibenprothese erhalten, sollten sorgfältig nachuntersucht werden, bis verlässliche Langzeitergebnisse vorliegen. (Tabelle 5)

Tabelle 5 :Ergebnisse der HWS- Prothese

Autoren	Jahr	Fallzahl	Resultate	Bemerkungen	Art der Studie
Anderson[1]	2004	136	90% zufriedenstellend	Fragebogen und Röntgen	Prospektiv
Bartels [5]	2005	2	Beide Patienten waren schmerzfrei nach 1 und 2 Jahre	Beide Fälle 1Jahr und 2 Jahr mit Röntgenuntersuchung	Retrospektiv
Bertagnoli[6]	2005	16	Arm- und Nackenschmerzen Signifikante Besserung nach 3 Monate und einem Jahr	12 fälle monosegmental 4 Fälle bisegmental	Prospektiv
DiAngelo[20]	2004	3	82% gut	Vergleich der Biomechnik zwischen Fusion und Prothese im Modell	In vitro
Goffin J[31]	2003	60	86% gut	30 Patienten 1 Jahr Beobachtungszeit	Prospektiv
Jöllenbeck [45]	2004	50	80% gut	1 bis 14 Monats Beobachtung	prospektiv
Lafuente[55]	2005	46	85% gut	Visuelle Analog Skala - Neck Disability Index (NDI)	Prospektiv
Pimeta L[76]	2002	53	80% sehr gut	Visuelle Analog Scala Neck Disability Index (NDI) Treatment Intensity Gradient Test (TIGT)	Prospektiv
Piontillart [77]	2003	10	80%	Visuelle Analog Skala	Prospektiv
Pickett [75]	2001	20	Segmentalbeweglichkeit präop und postop gleich	Beobachtungszeit 2 Jahre	prospektiv

Unsere Studie ist die einzige prospektive randomisierte Studie, die die Beweglichkeit einer Bandscheibenprothese mit dem RSA Verfahren beschreibt.

Das Ziel unsere Studie war, die segmentale Bewegung nach Implantation einer zervikalen Bandscheibenprothese mit der segmentalen Bewegung nach Fusion zu vergleichen. Segmentalbeweglichkeit ist ein gewünschtes Ziel in der Wirbelsäulenchirurgie, seitdem bekannt ist, dass Fusion einen höheren internen Druck auf die Nachbarsegmente und somit die Degeneration der Nachbarsegmente beschleunigt. So ist es zumindest theoretisch nachgewiesen, dass bei endoprothetischer Versorgung eine Überbeanspruchung der Nachbarsegmente mit möglichen negativen Folgen minimiert wird. Auch die bislang mitgeteilten klinischen Ergebnisse an der Halswirbelsäule sind sehr ermutigend und weisen sogar daraufhin, dass der endoprothetische Ersatz gerade in mehreren Höhen besonders gute Erfolge hat. Bisher gibt es für zervikale Endoprothesen noch keine veröffentlichten Langzeitergebnisse und daher sind derzeit Anhaltspunkte über das Überleben der Prothesen hinsichtlich der aseptischen Lockerungsrate nicht bekannt. Auch gibt es noch keine Erkenntnisse darüber, wie sich eine implantierte zervikale Endoprothese bei nachlassender Knochenqualität im höheren Lebensalter verhält.

Unsere Ergebnisse zeigen nach 2 Jahren, dass alle Patienten mit einer zervikalen Bandscheibenprothese noch eine ausreichende Beweglichkeit in dem operierten Segment nachweisen.

Der Verlust der Beweglichkeit in einem Bewegungssegment der Halswirbelsäule durch die herkömmliche Fusionierung stellt eine klinisch-praktisch kaum bemerkbare Einschränkung dar. Es ist ebenfalls nicht erwiesen, sondern nur Spekulation, ob die Fusionierung eines Bewegungssegmentes auf lange Zeit zu einer erhöhten Degeneration der Nachbarsegmente führt. Möglicherweise neigen Patienten mit Degeneration eines

Bewegungssegmentes anlagebedingt zur nachfolgenden Degeneration eines weiteren Segmentes, auch ohne Fusionierung.

6.Schlussfolgerung

Unsere Studie konnte zeigen dass, eine segmentale Restbeweglichkeit nach der Implantation einer Bandscheibenprothese zumindest für den untersuchten Zeitpunkt von zwei Jahren erhalten bleibt, wohingegen eine Verplattung nach 12 Wochen zu einer Fusion führt.

Dennoch gibt es bisher für zervikale Prothesen keine veröffentlichten Langzeitergebnisse über 2 Jahre, wie sich eine implantierte zervikale Prothese bei nachlassender Knochenqualität im höheren Lebensalter verhält und ob noch Restbeweglichkeit vorhanden ist oder eine „teure“ Fusion darstellt.

Anhand unserer Studie und in Übereinstimmung mit der Literaturübersicht ergibt sich folgendes:

Die klinischen Ergebnisse zeigen keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Gruppen für den untersuchten Zeitraum.

Aufgrund unserer Ergebnisse ist die prothetische Versorgung an der Halswirbelsäule eine attraktive Alternative zur Fusion.

5. Literaturverzeichnis

1. Adson AW: Bandscheibenzerreißung mit Prolaps des Nucleus pulposus in den Wirbelkanal als Ursache rezidivierender Ischias. *Chirurg* 1940; 12: 501–509.
2. Anderson PA, Sasso RC, Rouleau JP, Carlson CS, Goffin J (2004) The Bryan Cervical Disc: Wear properties and early clinical results. *The Spine Journal* 4:303-309
3. Anderson P, Rouleau J, Toth J, Riew D: A comparison of simulator-tested and retrieved cervical disc prosthesis. *J Neurosurg (Spine 1)* 2004; 2: 202–210.
4. Bailey R, Badgley C. Stabilization of the cervical spine by anterior fusion. *J Bone Joint Surg (Am)* 1960; 42: 565–94.
5. Bartels RH, Donk R (2005) Fusion around cervical disc prosthesis: case report. *Neurosurgery*. 57(1). 146-51
6. Bertagnoli R, Duggal N, Pickett GE et al. (2005) Cervical total disc replacement, part two: clinical results. *Orthop Clin N Am* 36:355–362
7. Bertagnoli R, Yue JJ, Pfeiffer F, Fenk-Mayer A, Lawrence JP, Kershaw T, et al. (2005) Early results after ProDisc –C cervical disc replacement. *J Neurosurg: Spine* 2:403-410
7. Bohlman HH, Emery SE, Goodfellow DB, Jones PK (1993) Robinson anterior cervical discectomy and arthrodesis cervical for cervical radiculopathy. *J Bone Joint Surg [Am]* 75:1298-1307
8. Bryan V (2002) Cervical motion segment replacement. *Eur Spine J* 11 [Suppl 2]:S92–S97
9. Caspar W, Geisler FH, Pitzen T, Johnson TA (1998) Anterior cervical plate stabilisation in one- and two level degenerative disease: overtreatment or benefit? *J Spinal Disord* 11:1-11
10. Cho DY, Liao WR, Lee WY, Liu JT, Chiu CL, Sheu PC. Preliminary experience using a polyetheretherketone (PEEK) cage in the treatment of cervical disc disease. *Neurosurgery*. 2002 Dec;51(6):1343-49; discussion 1349-50. Erratum in: *Neurosurgery*. 2003 Mar;52(3):693
11. Claussen C, Grumme T, Treisch J, Lochner B, Kazner E. The diagnosis of lumbar disc prolapse--computer tomographic and myelographic findings (author's transl) *Rofo*. 1982 Jan;136(1):1-8. German.
12. Cloward RB (1958) The anterior approach for removal of ruptured cervical discs. *J Neurosurg* 10:602–617

13. Cloward RD (1961) Treatment of acute fractures and fracture dislocation of cervical spine by vertebral body fusion: A report of 11 cases. *J Neurosurg* 18:205-209
14. Cunningham BW, Gordon JD, Dmitriev AE et al.: Biomechanical evaluation of total disc replacement arthroplasty: an in vitro human cadaveric model. *Spine* 2003; 28: 110–117.
15. Cummins BH, Robertson JT, Gill SS (1998) Surgical experience with an implanted artificial cervical joint. *J Neurosurg* 88:943-948
16. Dandy WE: Loose cartilage from intervertebral disc simulating tumor of the spinal cord. *Arch Surg* 1929; 19: 660–672.
17. Davidson, M. Roentgen rays and localisation. An apparatus for exact measurement and localization by means of roentgen rays. *Brit Med J* 10 (1898)
18. Delamarter RB, Fribourg DM, Kanim LEA, Bae H (2003) ProDisc Artificial Total Lumbar Disc Replacement: Introduction and Early Results From the United States. *Spine* 28: 167-175
19. Di Angelo DJ, Foley KT (2004) An improved biomechanical testing protocol for evaluating spinal arthroplasty and motion preservation devices in a multilevel human cadaveric model. *Neurosurg Focus* 17:E7
20. Di Angelo DJ, Foley KT, Morrow BR, Schwab JS, Song J, German JW, et al, (2004) In vitro biomechanics of cervical disc arthroplasty with the ProDisc-C total disc replacement. *Neurosurg Focus* 17:E7
21. Downie WW, Leatham PA, Rhind VM, Wright V, Branco JA, Anderson JA (1978) Studies with pain rating scales. *Ann Rheum Dis.* 37: 378-381
22. Duggl N, Pickett GE, Mitsis DK, Keller JL (2004) Early clinical and biomechanical results following cervical arthroplasty. *Neurosurg Focus* 17:E9
23. Durbhakula MM, Ghiselli G (2005) Cervical total disc replacement, part I: rationale, biomechanics, and implant types. *Orthop Clin N Am* 36:349–354
24. Ebeling U, Mattle H, Reulen HJ. [Extreme lateral lumbar intervertebral disk displacement. Incidence, symptoms and therapy] *Nervenarzt.* 1990 Apr;61(4):208-12. Review. German. Erratum in: *Nervenarzt* 1990 Jun;61(6):381
25. Ebraheim, NA., Haman, ST., Xu, R., Yeating, Ra., (1998). The anatomic location of the dorsal ramus of the cervical nerve and its relation to the superior articular process of the lateral mass. *Spine* 23, 1968-1971
26. Eck JC, Humphreys SC, Lim TH (2002) Biomechanical study on the effect of cervical spine fusion on adjacent level intradiscal pressure and segmental motion. *Spine* 27:2431–2434
27. Elsberg ChA: The extradural ventral chondromas (ecchondroses), their favorite sites, the spinal cord and root symptoms they produce, and their surgical treatment. *New York: Bull Neur Inst* 1931; 1: 350–388.

28. Eysel P, Fürderer S, Rompe JD, Zöllner J (2000) Die Primärstabilität unterschiedlicher Cages zur Fusion an der Halswirbelsäule. *Zentralbl Neurochir* 61:171–180
29. Fernstrom U (1966) Arthroplasty with intracorporal endoprosthesis in herniated disc and in painful disc. *Acta Chir Scand Suppl* 357:154–159
30. Friedmann G, Promper C. CT examination of the spine and the spinal canal. *Eur J Radiol.* 1982 Feb;2(1):60-5. Review.
31. Fritsch EW, Pitzen T. [Cervical disc prostheses] *Orthopade.* 2006 Mar;35(3):347-59; quiz 360-1. Review. German. PMID: 16489466 [PubMed - indexed for MEDLINE]
32. Goffin J, Casey A, Kehr P, Liebig K, Lind B, Logroscino C, et al. (2003) Preliminary clinical experience with the Bryan Cervical Disc Prosthesis. *Neurosurgery* 53:785-6
33. Goffin J, Geusens E, Vantomme N et al. (2004) Long term follow-up after interbody fusion at the cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 17(2):79–85
34. Goffin J, Van Calenbergh F, Van Loon J, Casey A, Kehr P, Liebig K, et al. (2003) Intermediate follow-up after treatment of degenerative disc disease with the Bryan Cervical Disc Prosthesis: single-level and bi-level. *Spine* 28:2673-8
35. Gore DR, Sepic SB (1998) Anterior discectomy and fusion for painful cervical disc disease: A report of 50 patients with an average follow-up of 21 Years. *Spine* 23:2047-2051
36. Grote W, Bettag W, Wüllenweber R: Indikation, Technik, Ergebnisse zervikaler Fusionen. *Acta Neurochir* 1970; 22: 1–27.
37. Hackenbroch MH, Friedmann G, Promper C, Waldecker B.[Computerized tomography in lumbar compression syndrome] *Z Orthop Ihre Grenzgeb.* 1984 May-Jun;122(3):260-4. German.
38. Hacker RJ, Cauthen JC, Gilbert TJ, Griffith SL. (2000) A prospective randomized multicenter clinical evaluation of an anterior cervical fusion cage. *Spine* 25:2646–2654
39. Hasselwander, A. (1954). *Die objektive Stereoskopie an Röntgenbildern.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
40. Hilibrand AS, Carlson GD, Palumbo MA, Jones PK, Bohlman HH (1999) Radiculopathy and myelopathy at segments adjacent to the site of a previous anterior cervical arthrodesis. *J Bone Joint Surg [Am]* 81:519-528
41. Hilibrand AS, Robbins M (2004) Adjacent segment degeneration and adjacent segment disease: the consequences of spinal fusion? *Spine J.* 4:190S-194S

42. Hollender, L. (1964) Determining the Elements of the Interior Orientation in Roentgenography. *Acta Radiol Diagn (Stockh)* 40: SUPPL 230:1-88.
43. Iwamura, Y., Onari, K., Kondo, S., Inasaka, R., Horii, H., (2001). Cervical intradural disc herniation. *Spine* 26, 698-702
44. Johnsson R, Selvik G, Stromqvist B, Sundén G (1990) Mobility of the lower lumbar spine after posterolateral fusion determined by roentgen stereophotogrammetric analysis. *Spine* 15:347-350
45. Jöllenbeck B, Fernandez N, Firsching R (2001) Titanium or polymethylmethacrylat in cervical disc surgery? A prospective study. *Zentralbl Neurochir* 62:200–202
46. Jöllenbeck B, Hahne R, Schubert A, Firsching R: Early experiences with cervical disc prostheses. *Zentralbl Neurochir* 2004; 65: 123–127.
47. Kampmann H, Schroedl P, Spranger M. [Diagnosis of lumbar intervertebral disk prolapse by computed tomography. A comparative clinical study between myelographic, computed tomographic and the surgical research results with 158 patients] *Röntgenblätter*. 1985 Dec;38(12):387-91. German
48. Karrholm J, Hansson LI, Selvik G (1985) Mobility of the lateral malleolus: A roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Orthop. Scand.* 56: 479-483
49. Karrholm J, Jonsson H, Nilsson KG, Söderqvist I (1994) Kinematics of successful knee prostheses during weight-bearing: three- dimensional movements and positions of screw axes in the Tricon-M and Miller-Galante designs. *Knee.Surg.Sports Traumatol Arthrosc.* 2: 50-59
50. Karrholm J (1989): Roentgen stereophotogrammetry review of orthopedic applications. *Acta Orthop Scand.* 60: 491-503
51. Kärrholm, J. and F. Snorrason (1992). Migration of porous coated acetabular prosthesis fixed with screws roentgen stereophotogrammetric analysis.
52. Kärrholm, J., P. Herberts, et al. (1997). Radiostereometry of Hip Prostheses: Review of Methodology and Clinical Results. *Clin Orthop* 344: pp94-110.
53. Kärrholm, J. (2000). Starting up UmRSA®000613. Practical Hints. Göteborg, Sweden.
54. Kast E, Antoniadis G, Richter H-P: Die Epidemiologie von Bandscheibenoperationen in der Bundesrepublik Deutschland. *Zentralbl Neurochir* 2000; 61: 22–25.
55. Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, FA., Maiman, DJ., Goel, VK., (2001). Contribution of disc degeneration to osteophyte formation in the cervical spine: a biomechanical investigation. *J. Orthop. Res.* 19, 977-984

56. Lafuente J, Casey TH, Petzold A, Brew S (2005) The Bryan cervical disc prosthesis as an alternative to arthrodesis in the treatment of cervical spondylosis. *J Bone Joint Surg (Br)* 87:508–512
57. Langley GB, Sheppeard H (1985) The visual analogue scale: its use in pain Measurement. *Rheumatol Int.* 5: 145-8
58. Link HD, Buttner-Janz K: Link SB Charite artificial disc history, design and biomechanics, in Kaech DL, Jinkins JR (eds.): *Spinal Restabilization Procedures*. Amsterdam, Elsevier Science 2002: 293–316.
59. Link HD, MC Afee PC, Pimenta L (2004) Choosing a cervical disc replacement. *Spine J.*4:294-302
60. Lysell, E. (1969) Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens. *Acta Orthop Scand: Suppl* 123:1+.
61. Madawi AA, Powell M, Crockard HA (1996) Biocompatible osteoconductive polymer versus iliac graft: a prospective comparative study for the evaluation of fusion pattern after anterior cervical discectomy. *Spine* 21:2123–2129
62. Matsunaga S, Kabayama S, Yamamoto T, Yone K, Sakou T, Nakanishi K (1999) Strain on intervertebral discs after anterior cervical decompression and fusion. *Spine* 24:670-675
63. McAfee PC, Cunningham B, Dmitriev A et al. (2003) Cervical disc replacement — porous coated motion prosthesis. *Spine* 28:S176–S185
64. Mixter WS, Barr JS: Rupture of intervertebral disc with involvement of spinal canal. *N Engl J M* 1934; 211: 210–215.
65. Mummaneni PV, Haid RW: The future in the care of the cervical spine: interbody fusion and arthroplasty. *J Neurosurg (Spine 1)* 2004; 2: 155–159.
66. Nilsson, K. G. and J. Kärrholm (1993). Increased varus - valgus tilting of screw-fixated knee prostheses: stereoradiographic study of uncemented versus cemented tibial components. *J Arthroplasty* 8: pp529-40.
67. Nishizawa, S., Yokohama, T., Yokota, N., Kaneko, M., (1999). High cervical disc lesions in elderly patients-presentation and surgical approach. *Acta Neurochir.* 141, 119-126
68. Nurick S: The natural history and the results of surgical treatment of the spinal cord disorder associated with cervical spondylosis. *Brain* 1972; 95: 101–108.
69. Oskouian RJ, Whitehill R, Samii A, Shaffrey ME, Johnson JP, Shaffrey CI (2004) The future of spinal arthroplasty: a Biomaterial perspective. *Neurosurg Focus* 17:10-14

70. Önsten, I., C. A.S., et al. (1994). Migration of acetabular components, inserted with and without cement, in one-stage bilateral hip arthroplasty. A controlled, randomized study using roentgenstereophotogrammetric analysis. J Bone Joint Surg (Am) 76((2)): pp185-94.
71. Pape D, Adam F, Fritsch E, Muller K, Kohn D (2000) Primary lumbosacral stability after open posterior and endoscopic anterior fusion with interbody implants: A Roentgen stereophotogrammetric analysis. Spine 25: 2514-2518
72. Panjabi, MM., Nibu, K., Grauer, JN., Babat, LB., Dvorak, J., (1998). Mechanism of whiplash injury. Clin. Biomech. 13, 239-249
73. Parkinson JF, Sekhon LH (2005) Cervical arthroplasty complicated by delayed spontaneous fusion, Case report. J Neurosurg Spine 2:377-80
74. Persson, LC., Carlsson, JY., (1999). Headache in patients with neckshoulder-arm pain of cervical radicular origin. Headache 39, 218-224
75. Phillips FM, Garfin SR (2005) Cervical disc replacement. Spine 30:S27–S33
76. Pickett GE, Mitsis DK, Sekhon LH, Sears WR, Duggal N (2004) Effect of cervical disc prosthesis on segmental and cervical spine alignment. Neurosurg Focus17:30-35
77. Pimenta L, McAfee PC, Cappuccino A, Bellera FP, Link HD (2004) Clinical experience with the new artificial cervical PCM (Cervitech) disc. Spine J. 4:315-321
78. Pointillart V: Cervical disc prosthesis in humans, first failure. Spine 2001; 26: E90–E92.
79. Prescher, A., (1998). Anatomy and pathology of the aging spine. Eur. J. Radiol. 27, 181-195
80. Price DD, Bush FM, Long S, Harkins SW (1994) A comparison of pain measurement characteristics of mechanical visual and simple numerical rating scales. Pain 56: 217-226
81. Puttlitz CM, Rousseau MA, Xu ZBS, Hu S, Tay Bk-B, Lotz JC (2004) Intervertebral Disc Replacement Maintains Cervical Spine Kinetics. Spine 29:2809-2814
82. Ragnarsson JI, Eliasson P, Karrholm J, Lundstrom B (1992) The accuracy of measurements of femoral neck fractures. Conventional radiography versus roentgen stereophotogrammetric analysis. Acta Orthop.Scand. 63:152-156
83. Reitman CA, Hipp JA, Nguyen L, Essen SI (2004) Changes in segmental intervertebral motion adjacent to cervical arthrodesis: a prospective study. Spine 29:E221-6

84. Reitz H, Joubert MJ (1964): Intractable headache and cervico-brachialgia treated by complete replacement of cervical intravertebral discs with a metal prosthesis. *S Afr Med J* 38:881–884
85. Robertson JT, Newton HM (2004) Long-term outcome after implantation of the prestige I disc in an end-stage indication: 4-Years results from a pilot study. *Neurosurg Focus* 17:69-71
86. Schröder J, Wassmann H (2002) Polymethylmethacrylat (PMMA) in der Halsbandscheibenchirurgie; Gegenwärtiger Stand in Deutschland. *Zentralbl Neurochir* 63:33–36
87. Scott J, Husksson EC: Graphic representation of pain. *Pain* 2: 175- 184 (1976)
88. Sekhon LH (2004) Cervical arthroplasty in the management of spondylotic myelopathy: 18-month results. *Neurosurg Focus* 15:E8
89. Selvik G, Alberius P, Aronson AS (1983) A roentgen stereophotogrammetric system, Construction, calibration and technical accuracy. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*. 24:343-352
90. Selvik G (1990) Roentgen stereophotogrammetric analysis. *Acta Radiol* 31:113-126
91. Selvik, G. (1989).
Roentgen stereophotogrammetry. A method for the study of the kinematics of the skeletal system.
Acta Orthop Scand Suppl 232: 1-51.
92. Shinomiya K, Okamoto A, Kamikozuru M, Furuya K, Yamaura II (1993) An analysis of failures in primary cervical anterior spinal cord decompression and fusion. *J Spinal Disord* 6:277-288
93. Simmons E, Bhalla S (1969) Anterior cervical discectomy and fusion. *J Bone Joint Surg [Br]* 51:225-237
94. Smith G, Robinson R (1958) The treatment of certain cervical-spine disorders by anterior removal of the intervertebral disc and interbody fusion. *J Bone Joint Surg Am* 49:607–622
95. Smith HE, Wimberley DW, Vaccaro AR (2004) Cervical arthroplasty: material properties. *Neurosurg Focus* 17:15-21
96. Steffee A (1989) The development and use of an artificial disc: case presentation. *Camp Back Issues* 2:4
97. Stoeter P, Schneider I, Bergleiter R, Ebeling U.
Diagnostic importance of CT examination of the lumbosacral region of patients with lumbosciatica (author's transl] *Rofo*. 1982 May;136(5):515-24.

98. Strek, P., Reron, E., Maga, P., Modrzejewski, M., Szybist, N., (1998). A possible correlation between vertebral artery insufficiency and degenerative changes in the cervical spine. *Eur. Arch. Otorhinolaryngol.* 255, 437-440
99. Tanaka, N., Fujimoto, Y., An, HS., Ikuta, Y., Yasuda, M., (2000). The anatomic relation among the nerve roots, intervertebral foramina and intervertebral discs of the cervical spine. *Spine* 25, 286-291
100. Taylor, J., Twomey, L., Levander, B., (2000). Contrasts between cervical and lumbar motion segments. *Critical Reviews in Physical. and Rehabilitation Medicine* 12, 45-371
101. Tropiano P, Huang RC, Girardi FP, Marnay T (2003) Lumbar Disc Replacement, Preliminary Results with ProDisc II After a Minimum Follow-Up Period of 1 Year. *J Spinal Disord.* 16:362-368
102. Valstar, E. R., H. A. Vrooman, et al. (2000). Digital automated RSA compared to manually operated RSA.
103. Weber, A., Spring, A., (2004). Degenerative changes of the cervical facet joints in the medial and lateral atlantoaxial joint-a paleopathological study. *Z. Orthop. Ihre Grenzgeb.* 142, 184-187
104. White AA, Panjabi MM (1990) *Clinical biomechanics of the spine*, 2nd edn. JB Lippincott Co., Philadelphia (PA)
105. Whitecloud T (1983) Management of radiculopathy and myelopathy by the anterior approach, In *Cervical spine research Society (eds): The cervical spine*. Philadelphia: Lippincott: pp411-424
106. Whitecloud TS, LaRoocca SH: Fibular strut graft in reconstructive surgery of the cervical spine. *Spine* 1:33-43, 1976
107. Wigfield CC, Gill SS, Nelson RJ, Metcalf NH, Robertson JT (2002) The new Frenchay artificial cervical joint: results from a two-Year pilot study. *Spine* 27:2446-2452, 2002
108. Wu W, Thuomas KA, Hedlund R, Leszniewski W, Vavruch L(1996) Degenerative changes following anterior cervical discectomy and fusion evaluated by fast spin-echo MR imaging. *Acta Radiol* 37:614-617
109. Zoegea B, Kärrholm J, Lind B (1998) Plate fixation adds stability to two – level anterior fusion in the cervical spine: a randomised study using radiostereometry. *Eur Spine J* 7:302-307

6. Danksagung

Herren Prof. Dr. med. W.I. Steudel, Direktor der Neurochirurgischen Klinik der Universität des Saarlandes, möchte ich herzlich danken für die freundliche Überlassung des Themas, die Durchsicht der Arbeit und für seine großzügige Unterstützung.

Weiterhin danke ich Herren Dr. med. A. Nabhan für seine gute, überaus zuverlässige Betreuung.

Seine fachliche Kompetenz und seine vielfältigen Anregungen bei der Durchführung der Untersuchungen und bei der Anfertigung dieser Arbeit waren mir ausgesprochen hilfreich.

Mein Dank gilt auch meinem Chef Dr. Max. Pöllmann für seine Unterstützung.

Nicht zuletzt gilt mein großer Dank all jenen Patientinnen und Patienten, die sich zur Teilnahme an dieser Studie bereit erklärt hatten.

Vielen Dank auch an meine Liebe Frau für ihren Beistand und ihr Verständnis.

7.Lebenslauf

Name:	Nabhan Ahmed
Wohnort:	Mühlenstr 10 66111 Saarbrücken
Geburtsdatum:	30.12 1967
Geburtsort:	Gaza
Familienstand:	verheiratet
Nationalität:	deutsch

Schulische und akademische Ausbildung

1974 – 1980	Grundschule Gaza-Streifen
1980 – 1986	Gymnasium Gaza-Streifen
1986	Abitur
1986-1988	Studium der Physik an der Universität Biersiet Palästina
1988-1990	Deutsch Kurs und Studienkolleg an der Universität des Saarlandes
1990 – 1996	Studium der Humanmedizin an der Universität des Saarland
1997-1998	Auslandsaufenthalt
1999 - 2006	Studium der Zahnmedizin an der Universität des Saarland
01/2006 - 01/2008	Assistenzarztstelle bei Dr. Max Pöllmann Waldmohr Reinlandpfalz
Seit 01/2008	Niederlassung als Zahnarzt in Saarbrücken